

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

Aneta Ottová

Využití technologie trojrozměrného tisku v rehabilitaci

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Jana Vyskotová, Ph.D.

Olomouc 2023

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 9. května 2023

Aneta Ottová

Děkuji Mgr. Janě Vyskotové, Ph.D. za odborné vedení mé bakalářské práce, za cenné rady, trpělivost a lidský přístup.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Bakalářská práce

Název práce v ČJ: Využití technologie trojrozměrného tisku v rehabilitaci

Název práce v AJ: The use of three-dimensional printing technology in rehabilitation

Datum zadání: 2022-11-30

Datum odevzdání: 2023-05-09

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

Autor práce: Ottová Aneta

Vedoucí práce: Mgr. Jana Vyskotová, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Marcela Kučerová, DiS.

Abstrakt v ČJ:

Proces 3D tisku nabízí možnost převést jakýkoliv předmět do digitální podoby, a poté jej z množství dostupných materiálů vytisknout jedním ze sedmi základních druhů tiskáren. Technologie 3D tisku nalézá uplatnění v řadě průmyslových odvětví. V současnosti však dochází k rozšíření této technologie i do oblasti rehabilitace, kde ji lze uplatnit pro výrobu ortotických, protetických a kompenzačních pomůcek. Časově náročný a finančně nákladný proces tvorby těchto pomůcek jsou jedněmi z hlavních nevýhod tradičního postupu výroby. 3D tisk se tak jeví jako vhodné řešení těchto nevýhod, jelikož se jedná o proces vyznačující se rychlostí zhotovení, finanční výhodností či možností přizpůsobení na míru.

Abstrakt v AJ:

The 3D printing process offers the possibility to convert any object into a digital form, and then print it from a variety of available materials using one of seven basic types of printers. 3D printing technology finds applications in a number of industrial sectors. However, the technology is now being extended to the rehabilitation sector, where it can be used to produce orthotic, prosthetic and assistive devices. The time-consuming and costly process of creating these aids are some of the main disadvantages of the traditional manufacturing process. 3D printing thus appears to be a suitable solution to these disadvantages, as it is a process characterized by speed of fabrication, financial advantage or the possibility of customization.

Klíčová slova v ČJ: 3D tisk, ortéza, protéza, kompenzační pomůcka

Klíčová slova v AJ: 3D printing, orthosis, prosthesis, assistive device

Rozsah: 57/0

Obsah

Úvod	6
1 Úvod do technologie 3D tisku	7
1.1 Proces 3D tisku	8
1.2 Přehled základních technik 3D tisku	8
1.2.1 Vat Photopolymerization.....	9
1.2.2 Material Extrusion.....	12
1.2.3 Powder Bed Fusion	13
1.2.4 Directed Energy Deposition	14
1.2.5 Binder Jetting	16
1.2.6 Material Jetting.....	17
1.2.7 Sheet Lamination.....	18
1.3 Materiály	19
2 Využití 3D tisku v rehabilitaci	20
2.1 Horní končetina.....	23
2.1.1 Ortézy	23
2.1.2 Protézy.....	28
2.2 Dolní končetina.....	31
2.2.1 Ortézy	31
2.2.2 Protézy.....	35
2.3 Kompenzační rehabilitační pomůcky	39
2.4 Finanční a časové aspekty.....	44
Závěr.....	47
Referenční seznam.....	49
Seznam zkratk.....	55
Seznam obrázků.....	56

Úvod

Od udělení patentu za technologii 3D tisku ve druhé polovině 20. století bylo v této oblasti učiněno významného pokroku. 3D tisk přinesl do průmyslového odvětví inovativní způsob výrobního procesu v podobě rychlého prototypování. Zmínky o jeho využití jsou v automobilovém, leteckém, kosmickém či stavebním průmyslu. Tato technologie umožňuje převést jakýkoliv objekt do digitálního formátu, který lze upravit dle požadovaných specifikací. Následně je důležité určit, z jakého materiálu má být předmět vytištěn, jelikož se každý materiál vyznačuje jinými vlastnostmi, a podle toho i výsledný předmět bude těmito vlastnostmi disponovat. Poté je zvolena jedna ze sedmi základních druhů 3D tiskáren, z nichž každá funguje na jiném principu a s různorodými materiály.

Oproti tradiční výrobě, kdy jsou předměty tvořeny z celých bloků materiálu, a jeho spotřeba je proto vysoká, zajišťuje 3D tisk menší spotřebu materiálu. Technologii 3D tisku lze totiž označit za technologii aditivní, kdy je při tisku požadovaný předmět tvořen vrstvou po vrstvě. Je využito pouze nutné množství materiálu s minimálním množstvím odpadu.

Své uplatnění 3D tisk našel i v oblasti rehabilitace, kde je mimo jiné využíván pro tvorbu ortoprotetických či kompenzačních pomůcek. Konvenční způsob výroby těchto pomůcek je časově, finančně i materiálově náročný a závisí na zručnosti výrobce. I přesto, že jsou tradičně vyráběné pomůcky tvořeny pacientovi na míru, nemusí splňovat pacientovy požadavky co se pohodlí, designu či hmotnosti týče. Při využití technik 3D tisku lze vyrábět rehabilitační pomůcky přesně na míru pacientovi a jeho konkrétním potřebám. Pomocí 3D skenování je získána přesná morfologie pacienta, podle které je v digitálním prostředí navržen model dané pomůcky. Design modelu může být snadno na přání pacienta upraven, což může vést ke zvýšení efektivity a účinnosti rehabilitace v důsledku vytvoření pozitivního vztahu k pomůcce již v časných fázích její výroby.

Zařazení 3D tisku do rehabilitačního procesu může zkrátit čekací dobu na pomůcky a zajistit tak včasnější dostupnost pomůcky pacientovi. Celkové náklady i čas potřebný na výrobu mohou být využitím 3D tisku sníženy, což přispěje k úsporám financí jak pacientů, tak i zdravotnických zařízení. V závislosti na volbě materiálu je možné docílit i snížení hmotnosti výrobku. 3D technologie navíc umožňuje výrobcům být více kreativní při vývoji nových pomůcek a tím hledat inovativní způsoby navrhování. Většina návrhů je poté uložena a v případě potřeby, pokud se pomůcka opotřebí či rozbije, je možné ji jednoduše znovu vytisknout. Při využití přístupu zaměřeného na pacienta, kdy se sám pacient podílí na návrhu své pomůcky, je možné vytvořit pomůcku přesně dle jeho přání.

1 Úvod do technologie 3D tisku

Z množství výrobních postupů, jež jsou v současné době využívány, je trojrozměrný (3D) tisk technikou aditivní. Tento proces je také znám jako aditivní výroba (AM), rychlé prototypování či technologie pevných volných forem. Jedná se o metodu výroby objektů vrstvu po vrstvě, při které je z digitálního modelu tvořen pevný trojrozměrný objekt prakticky libovolného tvaru (Thakar et al., 2022, s. 842).

Počátky 3D tisku sahají do 80. let 20. století, kdy byla v Japonsku podána vůbec první žádost o udělení patentu, o který se zasloužil Dr. Hideo Kodama. Tento patent byl však zamítnut, jelikož Dr. Kodama promeškal roční lhůtu pro podání patentu. První patent v oblasti 3D tisku byl udělen až v roce 1986, a to Charlesi Hullovi za jeho stereolitografický přístroj. Od té doby došlo k výraznému pokroku, co se týče technologické vyspělosti. Rané platformy pracovaly na bázi stereolitografie, která jako surovinu využívala tekuté polymery. Současné tiskárny disponují schopností vytvářet objekty z nejrůznějších materiálů, včetně plastů, kovových prášků, kompozitů, polymerů, bioinků či prášků z kovových slitin. Existuje tedy množství zavedených, ale i experimentálních technik, které se v 3D tisku uplatňují, nicméně je třeba brát v potaz, že každá z nich má svá omezení a uplatnění (Pérez-Sanpablo, Romero-Ávila a González-Mendoza, 2021, s. 34; Saptarshi a Zhou, 2019, ss. 17, 19).

Technologie 3D tisku je inovativní, vytváří nové příležitosti a má potenciál přinést převratné změny v průmyslových odvětvích a změnit tak výrobní linku. 3D tiskárny jsou nyní dostupnější a cenově výhodnější než dříve. Zařazením 3D tisku do výrobního procesu se zvýší rychlost výroby, sníží se náklady a uspoří se potřebný materiál. Umožní se také výroba dílů složitých tvarů, které se obtížně vyrábí tradičními metodami. Spotřebitelé mohou požadovat, aby byl produkt zhotoven přesně dle jejich specifikací, čímž mají větší vliv na jeho výslednou podobu (Shahrubudin, Lee a Ramlan, 2019, s. 1286–1287; Bozkurt a Karayel, 2021, ss. 1430, 1443).

Za některé nevýhody 3D tiskou mohou být považovány vysoká křivka učení se počítačem podporovanému designu souborů (CAD), nákladová neefektivita velkosériové výroby, náchylnost tenkých dílů ke zborcení, delší doba tisku silnějších částí, potřeba následného zpracování, čištění nebo broušení některých materiálů či tištění podpěr u některých druhů 3D tisku pro zamezení deformace tvořeného modelu (Patterson et al., 2020, s. 2).

1.1 Proces 3D tisku

Určitá myšlenka či potřeba je v procesu tisku nejprve přeměněna na model, a poté na objekt, díky čemuž může být jeho výroba snadná a rychlá (Bozkurt a Karayel, 2021, s. 1431). Proces sestává ze tří základních kroků, které na sebe plynule navazují. Jsou jimi získání daného modelu, který má být vytištěn, jeho příprava na tisk a samotný tisk (Stříteský, Průša a Bach, 2019, s. 24).

Model může být získán vlastním vymodelováním, kdy je obecně při 3D modelování objektu upřednostňován software s CAD. Díky tomu objekt, který má být vyroben, může být na počítači prototypován. Pokud byl daný prototyp již dříve vytvořen někým jiným, je možné jej stáhnout z internetu. Jestliže je vyráběný produkt existujícím objektem, lze jej vyrobit pomocí 3D skenování. 3D model bývá ve formátu stereolitografického souboru, označovaného jako STL, který však pro tiskárnu není srozumitelný a nelze jej samotně vytisknout. Tento soubor je vstupem pro program obecně označovaný jako slicer. Dalším vstupem sliceru jsou různé parametry a nastavení, které jsou určující pro teplotu, chlazení, kvalitu tisku, pevnost a podobně. Modely lze modifikovat i v rozsahu zvětšování nebo zmenšování, řezání, otáčení podle os či dělení na samostatné objekty, a navíc slouží k rozmístění jednotlivých 3D modelů po tiskové ploše. Slicer umožňuje vytvoření souboru ve formátu G-code, a to převodem z formátu STL rozřezáním modelu na tenké vrstvy a vytvořením drah pohybů extrudéru v příslušných vrstvách. Do tohoto souboru slicer následně přidá informaci o nastavení teplot či chlazení. Tímto způsobem vygenerovaný soubor je specifický pro určitý typ tiskárny. Tisk je spuštěn po odeslání G-code do tiskárny, přičemž je nutné, aby instrukce ze souboru byly dodávány sekvenčně. Vytisknuté předměty lze obvykle ihned po vytištění využít jako účelné díly, nebo je upravit pomocí řady technik označovaných jako následné zpracování. Obecným cílem následného zpracování je získání hladkého, barevného a dobře vypadajícího povrchu (Stříteský, Průša a Bach, 2019, ss. 24, 35, 42; Bozkurt a Karayel, 2021, s. 1431).

1.2 Přehled základních technik 3D tisku

Pro charakteristiku stejné techniky byly mnohými výrobci kvůli zákonným důvodům využívány různé akronymy. Aby v důsledku tolika názvů identických technik nedocházelo k nejasnostem, rozhodla Americká společnost pro testování a materiály (ASTM) seskupit podobné procesy a kategorizovat techniky do sedmi skupin:

- Vat photopolymerization,
- Material extrusion,

- Powder bed fusion,
- Directed energy deposition,
- Binder jetting,
- Material jetting
- a Sheet lamination (Saptarshi a Zhou, 2019, s. 19).

Diskuze o tom, která technologie či přístroj je lepší, nejsou na místě, jelikož každá z nich má své cílené využití (Shahrubudin, Lee a Ramlan, 2019, s. 1287).

Techniky AM lze klasifikovat i dle výchozí formy jejich materiálu do tří hlavních skupin: procesy na bázi kapalin, procesy na bázi pevných látek a práškové procesy (Thakar et al., 2022, s. 845).

1.2.1 Vat Photopolymerization

Jednou z nejstarších metod 3D tisku, která má dodnes široké uplatnění, je fotopolymerizace, při které se tekuté fotoreaktivní polymery (tekuté pryskyřice) vytvrzují pomocí laseru, světla či UV záření. Pomocí UV záření dochází ke spojení molekul polymeru do souvislého řetězce (Saptarshi a Zhou, 2019, s. 20; Shahrubudin, Lee a Ramlan, 2019, s. 1289).

Stolní tiskárna tiskne díl zavěšený na konstrukční desce obráceně (vzhůru nohama), přičemž se tato deska po každé položené vrstvě posouvá vzhůru, na rozdíl od jiných metod, u kterých se ve většině případů posouvá dolů. Důvodem pro tento postup je, že tiskárny mají zdroj světla umístěn ve spodní části. Pomocí zrcadel, jež jsou připevněny ke galvanometrům ve směru osy X a Y konstrukční desky, je obraz směřován na konstrukční plošinu. Jakmile je vrstva vytištěna, dochází k redistribuci pryskyřice, aby proces mohl dále pokračovat. Kvůli tomuto obrácenému stylu tisku je většina dílů tištěna s podpěrami, které je drží na místě. Díly vytištěné metodou fotopolymerizace mají širokou škálu využití díky vynikající povrchové úpravě, vysokému rozlišení a přesnosti (Saptarshi a Zhou, 2019, s. 20).

Existují dvě hlavní podkategorie, spadající pod techniku tisku pomocí fotopolymerizace: stereolitografie (SLA) a digitální zpracování světla (DLP).

Stereolithography

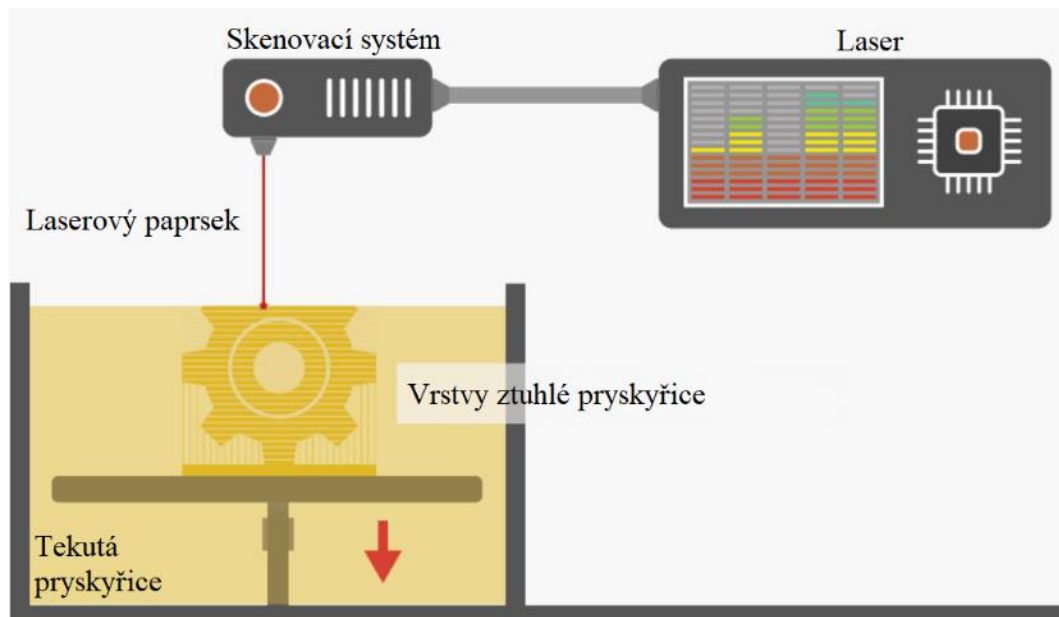
Proces stereolitografie je jednou z nejstarších technik, která je v aditivní výrobě používána. Díly jsou vyráběny z termosetického fotopolymerního materiálu. Fotopolymer je

polymer, u něhož dochází chemickou reakcí ke změně mechanických a chemických vlastností poté, co je vystaven světlu (Bozkurt a Karayel, 2021, s. 1432).

Tiskárna je opatřena kádí či zásobníkem naplněnou pryskyřicí, která je aktivována světlem o určité vlnové délce (viz obrázek 1, s. 11). Konstrukční deska je spuštěna do kádě s pryskyřicí na vzdálenost rovnající se tloušťce jedné vrstvy. Za pomoci UV světla je obkreslen tvar prvního řezu na konstrukční desku, čímž dochází k polymerizaci první vrstvy pryskyřice a konstrukční deska se poté posouvá vzhůru. Použitá pryskyřice je redistribuována prostřednictvím škrabky či pohybem naklonění kádě tak, aby vznikl rovný, stejnoměrný povrch. Deska se tak může znovu posunout dolů na vzdálenost rovnající se tloušťce druhé vrstvy a celý proces se opakuje, dokud není vytvořen kompletní 3D objekt. Stejným chemickým procesem povrchové polymerace jsou na sebe vázány všechny vrstvy (Saptarshi a Zhou, 2019, s. 20; Matter-Parrat a Liverneaux, 2019, s. 3).

Přebytečná pryskyřice je z vytvořeného 3D předmětu chemicky odstraněna rozpouštědlem. Za účelem zvýšení mechanické pevnosti objektu a dokončení fotopolymerizace se provádí následné UV zpracování. Následného mechanického zpracování se někdy využívá k odstranění podpěr, které byly použity k udržení nestabilního 3D předmětu na desce (Matter-Parrat a Liverneaux, 2019, s. 3).

Nejdůležitějšími parametry, zajišťující kvalitu povrchu objektu, jsou výška vrstvy a rozlišení světelného zdroje. Ačkoliv je SLA preferovanou metodou díky vysoké kvalitě povrchu a úspěšnosti při výrobě detailních dílů, má i tak své nevýhody. Vzhledem k poměrně křehkosti fotopolymerů může být problémem jejich nízká odolnost vůči nárazu. V průběhu času může navíc dojít ke ztrátě jejich mechanických vlastností, čímž je omezena jejich životnost. Ta lze částečně prodloužit úpravou povrchu. Využití podpěr při tisku umožňuje výrobu složitých dílů. Jednou z největších výhod je výroba malých, detailních a složitých dílů správných rozměrů s velmi dobrou kvalitou povrchu, které se využívá zejména v automobilovém průmyslu a lékařství (Bozkurt a Karayel, 2021, s. 1432–1433).

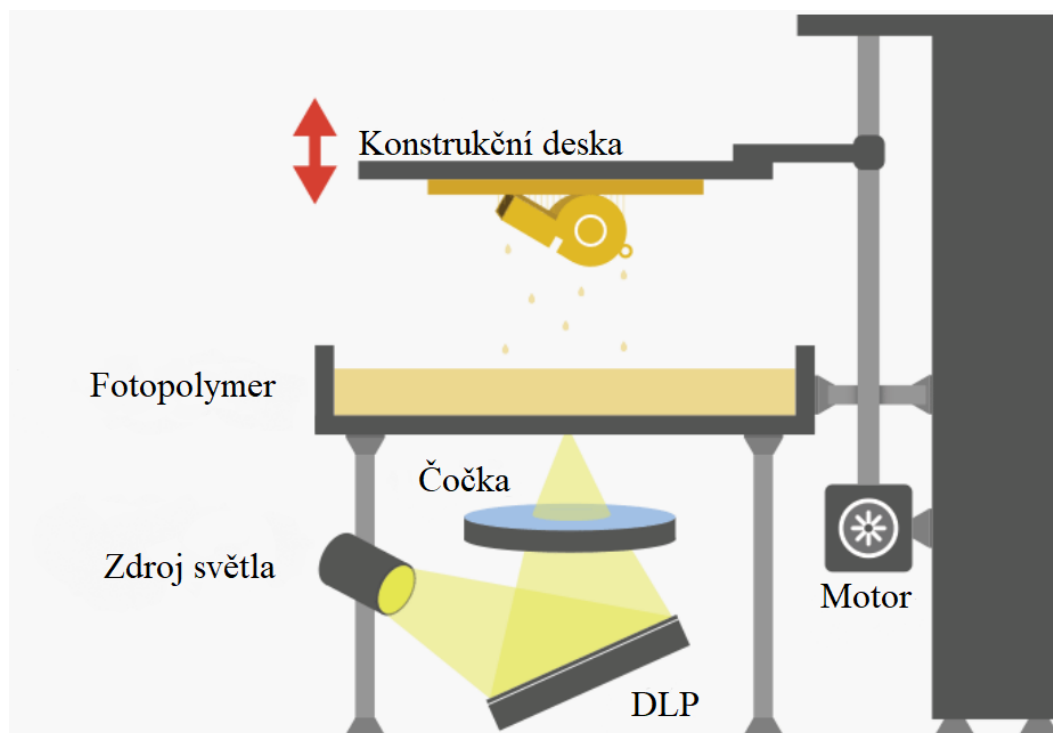


Obrázek 1 SLA tiskárna (převzato z: <https://3dprintingindustry.com/3d-printing-basics-free-beginners-guide/#04-processes>)

Digital Light Processing

Digitální zpracování světla je proces podobný SLA v tom smyslu, že oba tyto procesy využívají fotopolymerizovatelnou pryskyřici a stěrku k redistribuci pryskyřice. DLP projektor celý obraz průřezu dílu promítá najednou a světlo na pryskyřici není omezeno pouze na jeden bod, čímž je okamžitě vytištěna celá vrstva. Tato technologie (viz obrázek 2, s. 12) tak umožňuje rychlý tisk. DLP je obecně vhodné pro tisk živých tkání či orgánů s malým poškozením buněk, jelikož se jedná o proces bez vysoké teploty, tlaku a smykového napětí způsobeného trysek (Zhang et al., 2019, s. 13–14; Saptarshi a Zhou, 2019, s. 20).

Projektorem je digitální obrazovka, tudíž se obraz každé vrstvy skládá ze čtvercových pixelů, čímž vzniká vrstva tvořená drobnými obdélníkovými cihličkami – voxely. Rozlišení projektoru určuje přesnost dílů, proto čím vyšší je rozlišení, tím ostřejší jsou voxely, a tedy i rozlišení dílu je vyšší. Přebytečná pryskyřice, která na dílu ulpěla, je po vytištění odstraněna několikaminutovým ponořením do izopropylalkoholové lázně, a poté jsou nůžkami odštíhnuty podpěry. Jakmile jsou díly očištěny, stabilizují se obvykle jejich fyzikální vlastnosti vypalováním v boxu s UV zářením (Saptarshi a Zhou, 2019, s. 20–21).



Obrázek 2 DLP tiskárna (převzato z: <https://3dprintingindustry.com/3d-printing-basics-free-beginners-guide/#04-processes>)

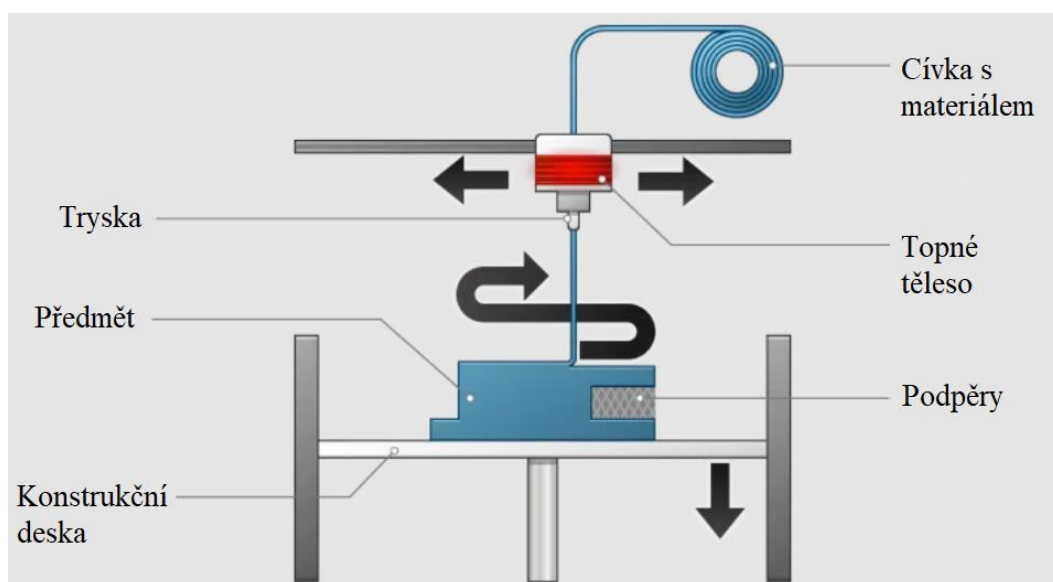
1.2.2 Material Extrusion

Vytlačování materiálu je technika, kdy je polotuhý materiál obsažený v zásobníku vytlačován pomocí trysky a vrstvu po vrstvě nanášen na konstrukční desku (viz obrázek 3, s. 13). Filamentum je ohříváno tryskou, která jej následně vytlačuje. Aby mohl být materiál nanášen, se tryska, která je umístěna v extrudéru, pohybuje ve směru osy X a Y, zatímco konstrukční deska se pohybuje nahoru či dolů ve směru osy Z. Filamentum poté prochází soustavou válečků, které korigují, jakou rychlostí je materiál podáván (Saptarshi a Zhou, 2019, s. 21).

Vytlačování termoplastického materiálu lze také zkráceně nazývat FFF (Fused Filament Fusion) či FDM (Fused Deposition Modeling), přičemž je tento materiál většinou ve formě vlákna. Důležitými parametry této metody jsou tloušťka vrstvy a průměr vytlačovacího hrotu. Pohybem trysky se vlákno nanese na konstrukční desku, ochladí se a ztuhne. Deska se poté posouvá dolů a celý proces se opakuje. Jakmile je horké filamentum umístěno na předtisknutou a ochlazenou vrstvu, zahřívá ji také, čímž se ztuhlá vrstva opět roztaví a spojí se s poslední přiloženou vrstvou. Součástí techniky ME je dodatečná tryska, kterou lze využít k vytlačování rozpustného podpůrného materiálu, jenž může být později rozpuštěn v lázni s rozpouštědlem (Bozkurt a Karayel, 2021, s. 1433; Saptarshi a Zhou, 2019, s. 21).

Nejpoužívanějšími termoplastickými materiály při procesu vytlačování materiálu jsou akrylonitrilbutadienstyren (ABS) a kyselina polymlečná (PLA). Obě suroviny jsou dodávány ve formě cívek a jelikož při jejich zahřívání nedochází k emisi žádného toxického kouře, je práce s nimi bezpečná. Další tiskárny mohou tisknout také pomocí kompozitů, nylonu či například hlíny s ohledem na specifikaci trysky a tiskárny (Saptarshi a Zhou, 2019, s. 21–22).

Vytlačování materiálu je hojně využíváno díky své nízkonákladovosti. Tato technika může být použita k vícebarevnému tisku plastů, potravin či živých buněk a k tisku více materiálů. Kromě toho lze tímto procesem vytvářet i plně funkční části výrobku (Shahrubudin, Lee a Ramlan, 2019, s. 1288).



Obrázek 3 Tiskárna na bázi ME

(převzato z: <https://www.3ds.com/make/guide/process/material-extrusion>)

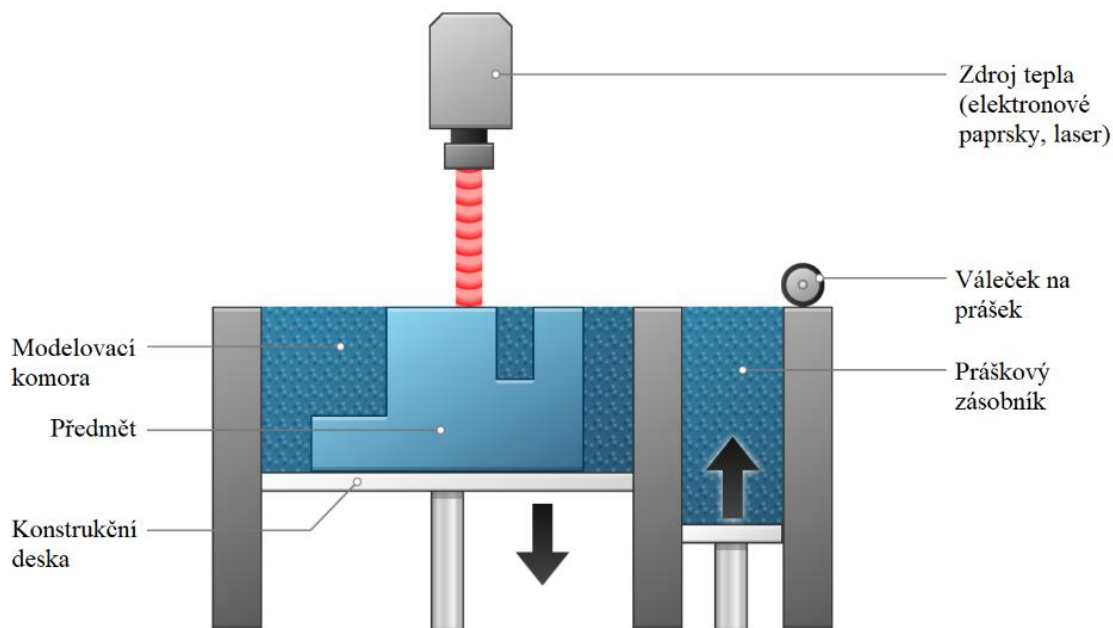
1.2.3 Powder Bed Fusion

Při spékání práškové vrstvy (PBF) se spékáním či tavením práškového materiálu tvoří díl, a to pomocí laseru (SLS), elektronového paprsku nebo tepelného zdroje energie (viz obrázek 4, s. 14). Všechny procesy PBF mají společné základní charakteristiky. Patří k nim jeden nebo více tepelných zdrojů, jež jsou důležité pro vyvolání tavení mezi částicemi prášku, metoda řízení tavení prášku v předepsané oblasti každé vrstvy a mechanismy pro přidávání a vyhlazování vrstev prášku. Kromě toho tyto systémy obsahují i tři důležité součásti – trysku, v níž je umístěn zdroj energie potřebný ke spojení materiálu, modelovací komoru, ve které se díl vytváří, a vstupní materiál pro doplňování materiálu v modelovací komoře. Veškeré

techniky, bez ohledu na zdroj energie, udržují v modelovací komoře konstantní teplotu těsně pod bodem tání práškového materiálu (Saptarshi a Zhou, 2019, s. 23; Gibson et al., 2021, s. 125).

Při tvorbě první vrstvy se modelovací komora spustí do příslušné hloubky a naplní se práškovým materiálem. V závislosti na technologii se na práškový materiál nasměruje laser, elektronový paprsek či jiný tepelný zdroj, aby se prášek spekl nebo roztavil a vytvořil první průřez dílu. Poté, co je první vrstva vytištěna, se modelovací komora mírně sníží, váleček nebo nůž doplní čerstvý prášek z podavače a proces se opakuje (Saptarshi a Zhou, 2019, s. 23).

Proces PBF zahrnuje techniku tavení elektronovým svazkem, selektivní laserové spékání a selektivní tepelné spékání. Příkladem materiálů používaných v tomto procesu jsou kovy, polymery, kompozity, keramika a hybridy (Shahrubudin, Lee a Ramlan, 2019, s. 1288).



Obrázek 4 Tiskárna PBF

(převzato z: <https://www.3ds.com/make/guide/process/powder-bed-fusion>)

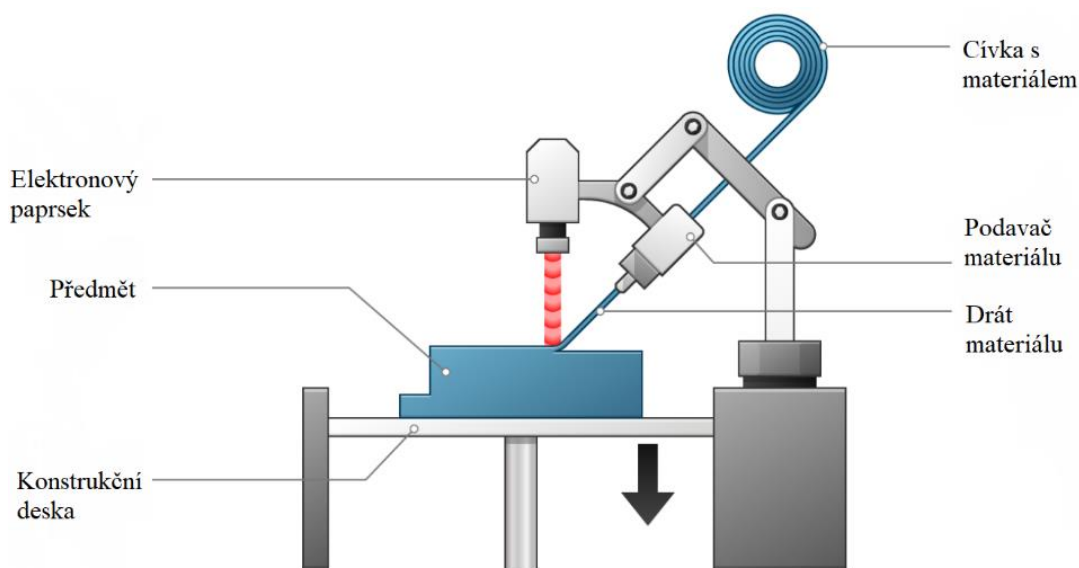
1.2.4 Directed Energy Deposition

Usměrněné nanášení energie (DED) je složitějším procesem tisku, který je přizpůsoben pro nanášení vysoce výkonných materiálů, jako jsou například legované oceli, nerezové oceli, slitiny na bázi kobaltu, niklu, intermetalické materiály a mnoho dalších (Svetlizky et al., 2021, s. 272).

Tento proces umožňuje vytvářet díly tavením materiálu během jeho nanášení (viz obrázek 5, s. 15). Jelikož se DED využívá převážně pro kovové prášky, označuje se tato technologie také jako „nanášení kovů“. Na rozdíl od technik PBF se DED nepoužívá k tavení materiálu, který je předem uložen v práškové vrstvě, ale používají se k tavení materiálů při jejich nanášení (Gibson et al., 2021, s. 285).

Při DED se kovový prášek nebo kovový drát taví a nanáší na konstrukční desku buď elektronovým nebo vysoce výkonným laserovým paprskem. V průběhu procesu je energie směřována do úzké, soustředěné oblasti ohřevu substrátu, čímž dochází k současnému tavení substrátu i vstupního materiálu, který je poté ukládán do taveniny substrátu. Jak se zdroj energie pohybuje vpřed, usazený kov tuhne na substrátu a vytváří kovovou stopu. Po dokončení vrstvy se depoziční hlavice a systém pro dodávku vstupních surovin posunou o tloušťku vrstvy nahoru, aby bylo možné nanést další vrstvu. Depozicí všech vrstev vzniká 3D součástka téměř síťového tvaru, podobná modelu CAD (Saptarshi a Zhou, 2019, s. 24; Gibson et al., 2021, s. 285; Svetlizky et al., 2021, s. 272).

Tryska a zdroj energie jsou obvykle namontovány na víceosém rameni. Jelikož rameno umožňuje pohyb v různých osách, může tryska nanášet materiál v libovolném úhlu vůči konstrukční desce. Existuje i opačný postup, kdy rameno a zdroj energie jsou pevně umístěny, zatímco konstrukční deska je namontována na víceosé platformě. Díky této jedinečné schopnosti pohybu je DED ideální volbou při opravách a údržbě konstrukčních dílů (Saptarshi a Zhou, 2019, s. 24).



Obrázek 5 DED tiskárna

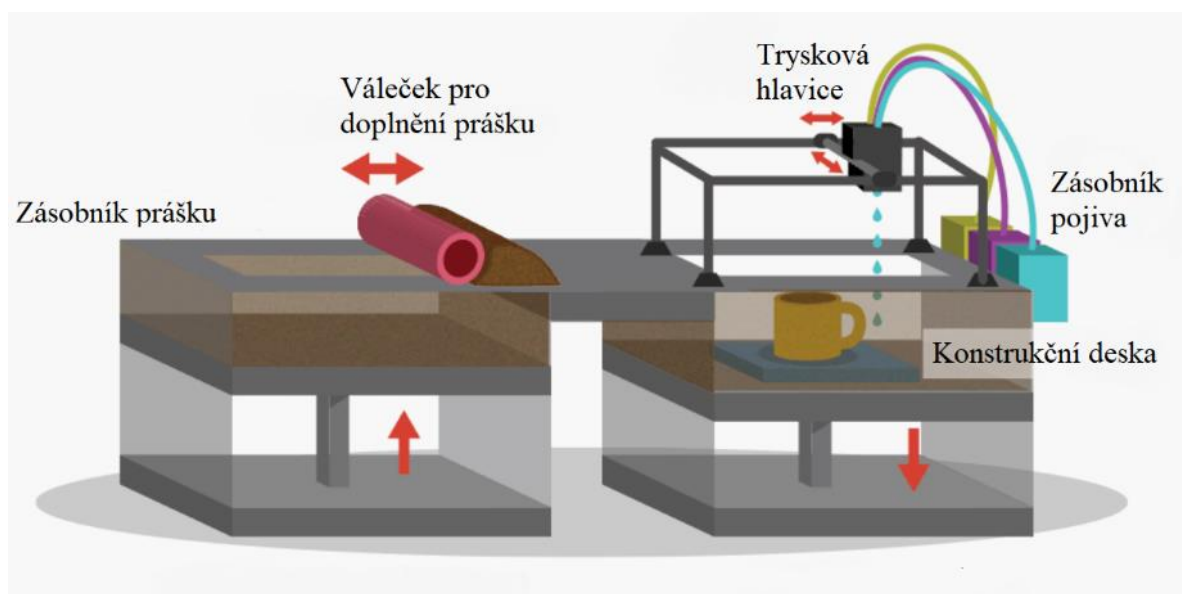
(převzato z: <https://www.3ds.com/make/guide/process/directed-energy-deposition>)

1.2.5 Binder Jetting

Technika tryskání pojiva (BJ) je založena na principu shlukování prášku pojivem. Jedná se o proces rychlého prototypování a 3D tisku, při kterém se selektivně nanáší tekuté pojivo, které spojuje částice prášku (viz obrázek 6, s. 16). Dochází k tryskání chemického pojiva na rozprostřený prášek, čímž je vytvořena vrstva. Vrstvy 2D se tisknou pohybem tiskové hlavičky obsahující pojivo. Třetí rozměr je získán pohybem plošiny obsahující surovinu (prášek) (Matter-Parrat a Liverneaux, 2019, s. 3–4; Shahrubudin, Lee a Ramlan, 2019, s. 1287).

Podobně, jako je tomu u PBF, se jednotka BJ skládá ze vstupní nádoby s práškovým materiálem, válečku nebo nože pro doplňování prášku v komoře a trysky pro selektivní rozprašování pojiva přes tenký průřez prášku. Jakmile je vrstva dokončena, konstrukční plošina se spustí dolů a válec či nůž doplní nádobu čerstvým práškem. V průběhu času je tak vrstvením prášku a pojiva tvořen díl (Saptarshi a Zhou, 2019, s. 24).

Jednou z výhod BJ je možnost tisku jakéhokoliv 3D objektu, a to v libovolné barvě. Neexistují žádná tvarová omezení, jelikož během tisku není potřeba vytvářet podpěry. Proces BJ je také schopen tisknout různé materiály včetně kovů, polymerů, písků, keramiky a hybridů. Navíc je tato technika levná, rychlá a jednoduchá a umožňuje tisk velmi rozměrných výrobků. Za nevýhodu je považována relativně nízká mechanická pevnost vytisknutého 3D dílu (Matter-Parrat a Liverneaux, 2019, s. 4; Shahrubudin, Lee a Ramlan, 2019, s. 1287).

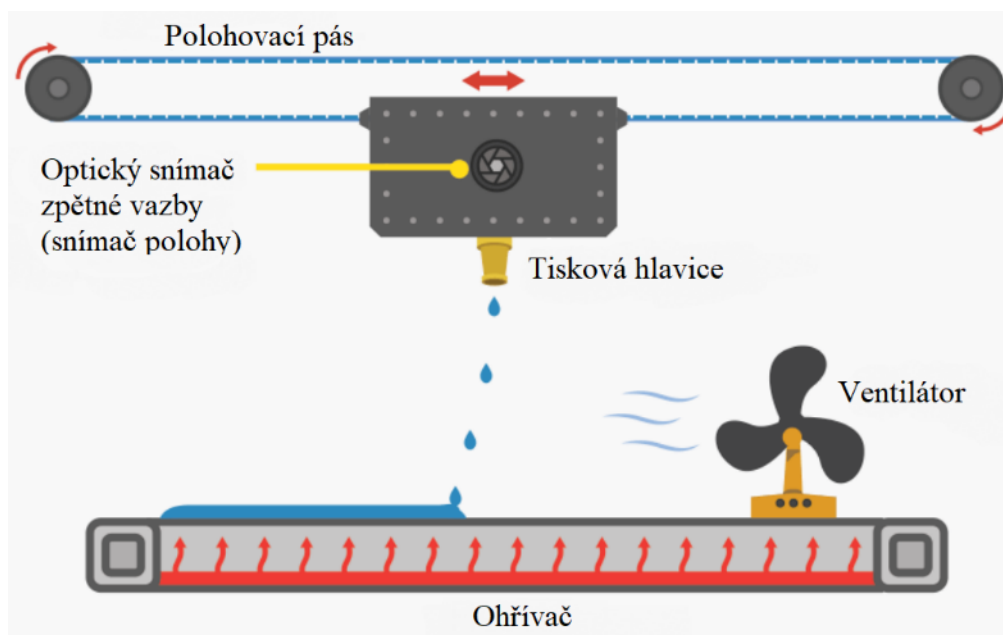


Obrázek 6 Tiskárna na bázi BJ (převzato z: <https://3dprintingindustry.com/3d-printing-basics-free-beginners-guide/#04-processes>)

1.2.6 Material Jetting

Dle norem ASTM je tryskání materiálu (MJ) procesem 3D tisku, během kterého je kapku po kapce selektivně nanášen stavební materiál (viz obrázek 7, s. 17). Při MJ jsou na konstrukční desku vystřikovány jemné kapky kapalného fotopolymeru, a to buď kontinuálně nebo dle požadavku. Díky tekutému polymeru je možné v rámci jednoho 3D tisku kombinovat více různých polymerů a tvořit tak díly s různými fyzikálními vlastnostmi. Navíc lze tisknout celé sestavy najednou, což snižuje potřebu vícenásobného tisku a nutnost kombinovat více dílů. Kromě fotopolymeru se používá také vosk (Shahrubudin, Lee a Ramlan, 2019, s. 1288; Bozkurt a Karayel, 2021, s. 1433; Saptarshi a Zhou, 2019, s. 25).

Při tryskání materiálu rozprašuje tisková hlavička kapky fotosenzitivního materiálu, který je vytvrzován UV zářením. Vytvrzování je tuhnutí stavebního materiálu zesíťováním polymerních řetězců, čímž vzniká první vrstva. Důležitým parametrem je viskozita, která, pokud je vysoká, ztěžuje tok, a proto je obtížné vytvořit vrstvy. Proto, je pro získání úspěšné struktury nutné, aby byly parametry optimální. Dalším podstatným procesem, pro úspěšnou výrobu, je tuhnutí kapek. Nesprávné tuhnutí kapek může zapříčinit nežádoucí výsledky, kterými jsou například ztráta pevnosti nebo deformace. Technologie tryskání materiálu zároveň vytváří díly s vysokou rozměrovou přesností a velmi hladkým povrchem (Bozkurt a Karayel, 2021, s. 1433–1434; Shahrubudin, Lee a Ramlan, 2019, s. 1288).



Obrázek 7 Tiskárna na bázi MJ

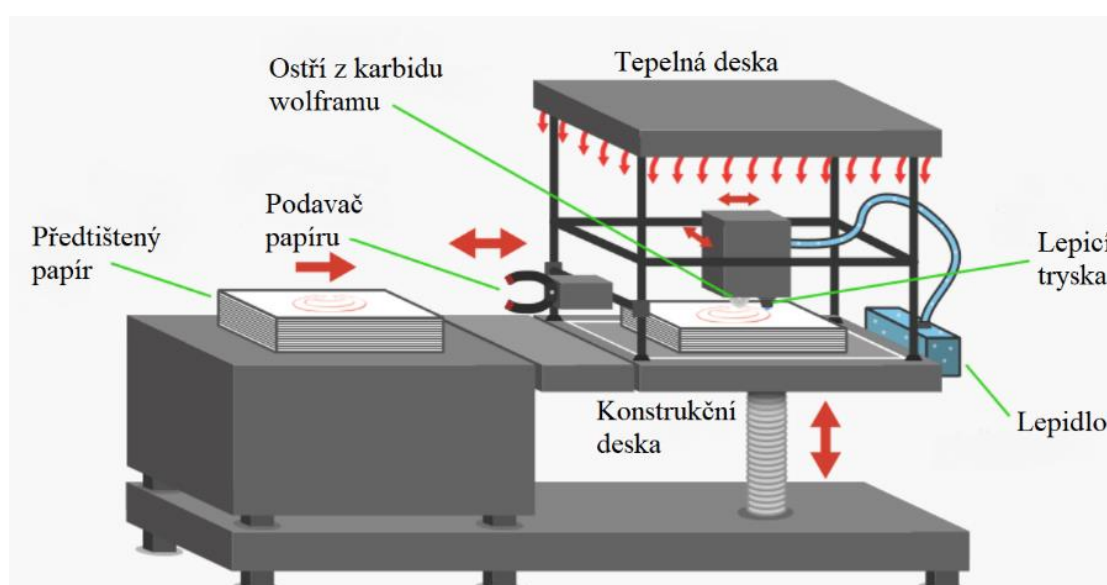
(převzato z: <https://3dprintingindustry.com/3d-printing-basics-free-beginners-guide/#04-processes>)

1.2.7 Sheet Lamination

Dle definice ASTM je laminace plátů proces 3D tisku, při kterém se pláty materiálů spojují dohromady, aby se vytvořila část daného předmětu (viz obrázek 8, s. 18) (Shahrubudin, Lee a Ramlan, 2019, s. 1288). Technika laminace plátů (SHL) byla dříve známa jako výroba laminovaných předmětů. Touto technologií se výrobky zhotovují laminováním a řezáním materiálů z papíru, keramiky, textilií, polymerních filmů a fólií, kompozitů a kovových plátů. Spojováním se pláty laminují do pevných bloků – tepelným spojováním, lepením, ultrazvukem nebo difuzním svařováním (Pilipović, 2022, s. 127).

Aplikací lepidel, tlaku a tepla se každý plát, film či folie spojí do bloku a utvoří novou vrstvu. Materiál je na jedné straně stroje přiváděn zásobovací rolí a je odvíjen na stranu druhou. Pro přilnutí nové vrstvy, k již zhotovené části výrobku, je potřebné teplo a tlak, které je zajištěno vyhřívaným válcem. Po spojení nové vrstvy s vrstvou předchozí je nožem nebo laserovým paprskem v materiálu vyřezán obrys a vznikne konečný produkt. Plošina se po dokončení každého řezu sníží o úroveň odpovídající tloušťce plátu a další plát je natažen na již dříve položené vrstvy. Poté, co je vrstva vyřezána, zůstává přebytečný materiál na místě a slouží jako podpora během dalšího tisku (Pilipović, 2022, s. 127).

Hlavní uplatnění SHL nachází v oblasti vzdělávání, jelikož umožňuje tvorbu výrobků za minimální náklady. Laminace plátů se používá zejména pro vytváření prototypů vzhledem k nízké ceně materiálů, rychlé výrobě a možnosti vyrábět předměty z různých materiálů (Pilipović, 2022, s. 134–135).



Obrázek 8 SHL tiskárna (převzato z: <https://3dprintingindustry.com/3d-printing-basics-free-beginners-guide/#04-processes>)

1.3 Materiály

Z fyzikálních vlastností používaných materiálů lze vyzdvihnout jejich pružnost, tvrdost, ohebnost či odolnost. Správný výběr materiálu je pro tvorbu ortotické pomůcky zásadní, jelikož výběr příliš tvrdého materiálu může mít za následek nepohodlnou pomůcku (Barrios-Muriel et al., 2020, s. 9). Při výrobě ortéz se běžně používané materiály dělí na materiály tuhé a pružné.

Z tuhých materiálů se v současnosti při 3D tisku nejvíce používají termoplastické materiály (např. při technice FDM, SLS) a fotosenzitivní pryskyřice (např. u techniky stereolitografie). Pro 3D tisk rehabilitačních ortéz se z termoplastů nejvíce uplatňují ABS, polyamid (PA) a PLA. Z vyjmenovaných je v praxi nejpoužívanější polymer ABS, který se vyznačuje vysokou pevností, odolností a snadným zpracováním. PLA je ekologicky šetrným, rozložitelným materiálem, který je vyroben z obnovitelných surovin (škrob z kukuřice). Mezi vlastnosti PLA se řadí rychlá degradace, biokompatibilita, zpracovatelnost a tepelná odolnost. PA je materiálem s dobrými mechanickými vlastnostmi, tepelnou odolností a odolností proti korozi. Fotosenzitivní pryskyřice díky svým rozmanitým vlastnostem mohou napodobovat vlastnosti jiných materiálů. Tyto pryskyřice splňují požadavky na tuhost a pružnost, které jsou u rehabilitačních ortéz stěžejní, ale také zajišťují vyšší hladkost povrchu ortéz. Jejich nevýhodou je citlivost na UV záření, které může způsobit ztvrdnutí a zkřehnutí materiálu, čímž je výrazně ovlivněna jeho trvanlivost (Li et al., 2022, s. 7–8; Barrios-Muriel et al., 2020, s. 9).

Z pružných materiálů se při procesu FDM či SLS používá pružný elastomer zvaný termoplastický polyuretan (TPU). Jedná se o materiál šetrný k životnímu prostředí, který lze recyklovat a je rozložitelný. Zároveň má vysokou odolnost proti opotřebení a prasknutí. Ortézy z TPU a PLA mají dobrou funkční způsobilost, nízkou cenu a předchází komplikacím u pacientů (Li et al., 2022, s. 8). Měkké a polotuhé části ortotických pomůcek jsou vyráběny z pěnových materiálů s otevřenou, popřípadě uzavřenou buněčnou strukturou. Otevřená buněčná struktura umožňuje proudění molekul plynu mezi buňkami, kdežto uzavřená struktura tyto molekuly uzavírá v buněčné stěně a tvoří vodotěsný materiál (Barrios-Muriel et al., 2020, s. 9).

2 Využití 3D tisku v rehabilitaci

Pojem rehabilitace zahrnuje celou škálu diagnostických i léčebných postupů, které jsou zapotřebí ke zlepšení psychických i fyzických funkcí (Santos et al., 2017, s. 322). Rehabilitační služby, jako jsou fyzioterapie a ergoterapie, mají za cíl předcházet omezení aktivit a účasti osob se zdravotním postižením (Degerli, Dogu a Oksuz, 2022, s. 121).

Tradiční výroba ortoprotetických pomůcek je stále převážně manuální proces, kdy je pomocí pěnových či sádrových forem získána morfologie jedince. Počítačovým numerickým řízením či frézou z termosetového polyuretanového modelu je zhotoven prototyp. Těmito technikami však nelze napodobit složité vzory ani řešit rozdílnou tloušťku. Poté jsou provedeny úpravy k přizpůsobení pomůcky klientovi na míru (Barrios-Muriel et al., 2020, ss. 3, 10).

Výroba pomůcek technologií AM začíná zachycením morfologie klienta 3D skenováním. Dále je využito CAD pro získání specifických návrhů. Testováním materiálů a konstrukce je zkoumána funkčnost. Návrh je exportován do tiskárny, která vyrobí prototyp (Barrios-Muriel et al., 2020, s. 3).

V oblasti rehabilitace lze z dostupné literatury usuzovat 3 hlavní oblasti využití 3D tisku:

- ortézy,
- protézy
- a kompenzační pomůcky.

Při rozhodování, zda zvolit 3D tisk k vytvoření pomůcky, je důležité zvážit z jakého materiálu tuto pomůcku vytisknout, jaká bude zátěž pomůcky, pro jaké účely a jak dlouho bude využívána, popřípadě jaké budou náklady na její výrobu (Patterson et al., 2020, s. 1).

Prefabrikované rehabilitační pomůcky mohou být limitujícím faktorem úspěšnosti terapie v důsledku nedostatečného přizpůsobení. Taková pomůcka nemusí vyhovovat přesným potřebám jedince a nebude dostačující ke zvýšení jeho nezávislosti. Na míru tvořené pomůcky sice lépe splňují konkrétní požadavky pacienta, ale jejich tvorba je časově i fyzicky náročná, a i přesto nemají ideální úroveň přizpůsobení na míru (Santos et al., 2017, s. 322; Degerli, Dogu a Oksuz, 2022, s. 121).

V rehabilitaci je 3D tisk vhodný pro navrhování a vyvíjení ergoterapeutický pomůcek, a také zevních protéz a ortéz, které jsou přizpůsobeny na míru anatomickým rozměrům pacientů se zhoršenou pohyblivostí (Santos et al., 2017, s. 325). Využitím techniky AM ke zhotovení protéz, ortéz, dlah či kompenzačních pomůcek je, oproti klasickým metodám asistence a trvalé imobilizace (sádrové dlahy) či komerčním metodám (ortézy, korzety apod.), dosaženo řady výhod. Jsou jimi např. přizpůsobení, hygiena, materiály či dopad na životní prostředí (Blaya et

al., 2019, s. 2). Aditivní výroba také umožňuje tvorbu složitých geometrických tvarů, zkrácení doby návrhu a výroby, bezpečné pracovní prostředí nebo rozvoj digitálních dovedností (De Vivo Nicoloso et al., 2021, s. 69–70).

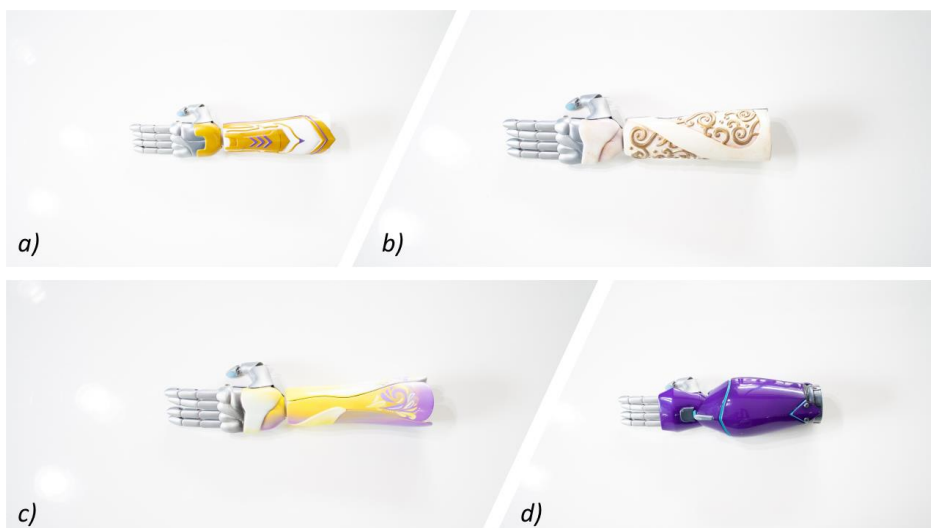
Začlenění technik AM do ortoprotetického průmyslu povede ke zvýšení kvality vyráběných pomůcek splňujících požadované specifikace v rehabilitaci. Bude dosaženo zlepšení výrobního procesu zkrácením výrobního času, získávání morfologie bude rychlejší a pro klienta příjemnější (Barrios-Muriel et al., 2020, s. 10).

Rehabilitační ortézy představují zevní pomůcky pro trup, končetiny a další části lidského těla. Jejich účelem je prevence nebo korekce končetin, terapie nervosvalových onemocnění a kompenzace jejich dysfunkcí. Výroba rehabilitačních ortéz se v současné době stala zásadním problémem, který brání technologickému vývoji. Proces výroby tradičních ortéz je poměrně složitý a náročný. U nositelů ortéz navíc dochází k ulceracím kůže a dalším komplikacím, což má za následek snížení terapeutické závislosti pacientů, a tím je ovlivněn i výsledný efekt léčby (Li et al., 2022, s. 1).

Jako protéza je označováno zařízení, které slouží jako náhrada chybějících či poškozených částí těla nebo k nápravě určitých vad (Kathrotiya et al., 2023, s. 1). Přibližně 38 milionů lidí na celém světě nemá přístup k protetickým pomůckám z důvodu jejich vysoké pořizovací ceny. Navíc většina těchto pomůcek má životnost tři až pět let, z čehož vyplývá potřeba je během života několikrát měnit. Včasný přístup k protetickým pomůckám je důležitý zejména v počátečních fázích rekonvalescence, kdy dochází k atrofii pahýlu a tvorbě jizvy. U dětí je včasnost použití protézy kvůli jejich rychlému růstu velmi důležitá z fyzického i psychologického hlediska (De Vivo Nicoloso et al., 2021, s. 77–78).

Bylo zjištěno, že osoby s odlišností končetin mají patrně nižší sebevědomí a větší obavy z negativního vnímání svého vzhledu okolím. Tito jedinci mohou být kvůli vnímání jejich postižení vyčleňováni z kolektivu. Toto stigma lze částečně překonat využitím moderních materiálů, které lépe simulují přirozený vzhled končetiny (Manero et al., 2019, s. 3).

Manero et al. (2019) se domnívají, že uplatnění estetického designu při výrobě protéz může podpořit tvorbu pozitivních společenských interakcí. Přístup založený na aktivní spolupráci s uživatelem lze uplatnit při vizuálním estetickém zpracování pro zlepšení vztahu k bionické končetině. Uživatelé si mohou prostřednictvím webové stránky dle svých představ umělecky přizpůsobit vyměnitelný obal na protézu dříve, než bude protéza vytištěna a přizpůsobena jedinci na míru (viz obrázek 9, s. 22) (Manero et al., 2019, s. 6–7).



Obrázek 9 Vyměnitelné obaly na protézu navržené prostřednictvím webové stránky (Manero et al., 2019, s. 8)

Kompenzační pomůcky jsou obvykle vyráběny svépomocí nebo kupovány (Janson et al., 2020, s. 164). Dostupné pomůcky mají univerzální design, který nezohledňuje specifické potřeby jedince. Je nutné, aby byly pomůcky vyrobeny ve specifické formě pro konkrétního pacienta, dle závažnosti jeho postižení, aby byla zajištěna jejich pohodlnost a snadná obsluha. Kompenzační pomůcky jsou taktéž nezbytné pro osoby s poškozením mozku, které se potýkají s každodenními činnostmi, jakými jsou kupříkladu psaní a stravování (Lee et al., 2019, ss. 526, 530).

Santos et al. (2019) zmiňují možné výhody plynoucí ze systematizace procesu navrhování s přístupem zaměřeným na uživatele. Jsou jimi náklady a čas potřebné pro tvorbu výsledného výrobku, a také inovativní řešení a funkčnost. Takovýto proces umožňuje začlenění požadavků pacienta již v počátcích vývoje pomůcky a spolupráci zdravotnických a technických odborníků (Santos et al., 2019, s. 744).

V současné době dochází k rozrůstání komunity tvůrců, kteří sdílí vytvořené 3D návrhy prostřednictvím internetu (Manero et al., 2019, s. 4). Rozsáhlé internetové databáze nejrůznějších 3D modelů nabízí jejich bezplatné stažení, a mohou tak šetřit čas potřebný k navrhování a jsou výhodnou variantou pro osoby bez znalosti CAD (Janson et al., 2020, s. 164).

2.1 Horní končetina

V této části práce je popsáno využití 3D tisku při výrobě ortéz a protéz horní končetiny a jejich výhod oproti běžně dostupným pomůckám.

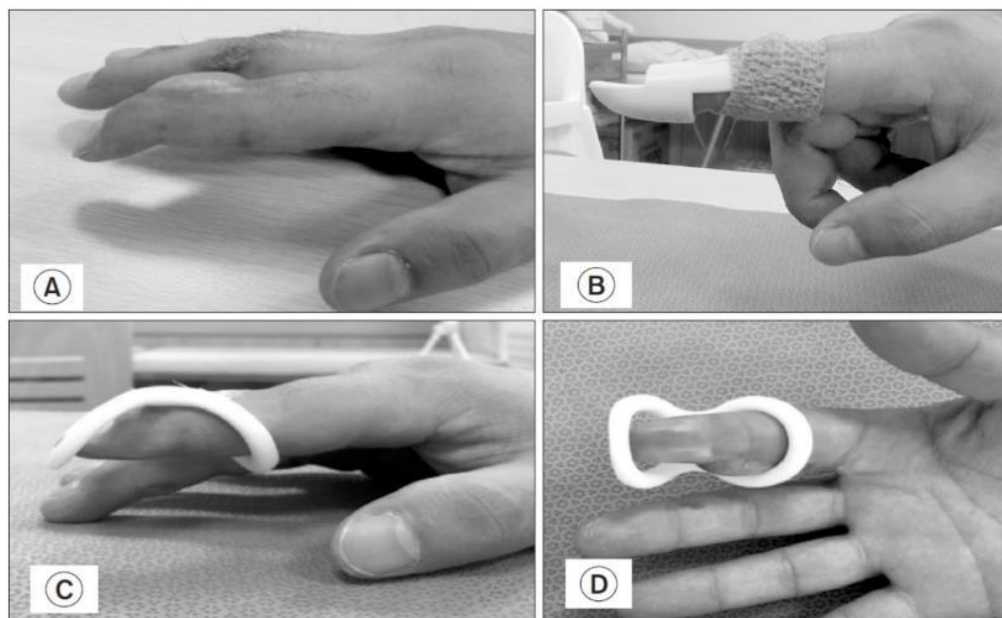
2.1.1 Ortézy

Terapeuti věnující se problematice ruky jsou součástí pacientova zotavování od akutní fáze až po jeho návrat do všedního života. Ke zhotovení účinné ortotické pomůcky je nezbytné, aby pochopili specifické požadavky pacienta a dodržovali nastavené standardy péče (Huang et al., 2021, s. 798).

Dostupné studie se nejčastěji zabývají dvěma druhy ortotických pomůcek. Jsou jimi statické ortézy, uplatnitelné pro nejrůznější druhy diagnóz (popáleniny, fraktury, kontraktury apod.) a ortézy dynamické s externím pohonem. Zvláštní typ dynamické ortézy bez externího pohonu ovládanou pohybem zápěstí vyvinuli Portnova et al. (2018). Nejčastějšími požadavky na ortézu byly její cenová dostupnost oproti konvenčně vyráběným ortézám, přizpůsobení na míru pacientovi, funkčnost, pohodlnost a lehkost.

Za účelem zlepšení kvality života, pracovního výkonu a úlevy od bolesti byla, pro osoby s bolestí zápěstí z přetěžování, vyrobena statická personalizovaná ortéza z materiálu TPU pomocí technologie FFF. Výsledek této randomizované studie poukazuje na vyšší spokojenost uživatelů 3D tištěné ortézy díky její personalizaci oproti uživatelům sériově vyráběných ortéz. O spokojenosti vypovídá i fakt, že skupina osob s ortézou vytvořenou 3D tiskem nosila ortézu během 24 hodin o 7 hodin déle než skupina druhá, nebyl však zaznamenán významný rozdíl v úlevě od bolesti a schopnosti vykonávat různé činnosti. Vyplývá tak možnost využívat 3D tištěné ortézy zápěstí jako náhrady za běžné, sériově vyráběné ortézy (Kim et al., 2018, s. 637–642). Stejně jako Kim et al. (2018) nepotvrdili Zheng et al. (2020) významnou změnu v pocíťování bolesti. Ti se v randomizované studii zaměřili na porovnání účinků 3D tištěné ortézy pro hemiparetické pacient s chronickou cévní mozkovou příhodou (CMP) oproti tradičně vyráběné nízkoteplotní termoplastické deskové ortéze. Prokázali výraznější snížení spasticity a otoku zápěstí spolu se zlepšením motorické funkce a rozsahu pohybu v zápěstí. Ortéza byla navržena s množstvím větracích otvorů k zajištění lepší ventilace kůže a zmírnění otoků (Zheng et al., 2020, s. 195–203). Potřebu personalizovaných ortéz, z důvodu prevence vzniku kontraktur, hypertrofické jizvy či narušení transplantované kůže, mají také pacienti s popáleninami. Nam et al. (2018) pro tyto osoby zhotovili statické dlahy pro extenzi prstů (viz obrázek 10, s. 24) vyrobené z TPU i PLA technologií tisku FDM, jakožto cenově výhodnější

alternativu k běžně vyráběným dlahám (Nam et al., 2018, s. 634–638). Inovativní statickou progresivní ortézu pro rehabilitaci ruky s pooperativními či poúrazovými kloubními kontrakturami (viz obrázek 11, s. 25) navrhli Huang et al. (2021). Tuto ortézu tvaru žraločí ploutve, vyrobenou z PLA, lze použít u osob s kontrakturami metakarpofalangeálních, interfalangeálních a radiokarpálních kloubů. Při konstrukci autoři zohlednili faktory zahrnující náklady, hmotnost, materiál a například i toleranci pomůcky. Ortéza je ve spodní části opatřena vytvrzenou plochou, která nasedá na předloktí, štěrbinou pro upevňující popruhy a dotykovými spojovacími prvky k uchycení na dlahu. Začlenění „žraločí ortézy“ do rehabilitace ruky u pacienta se zlomeninou distálního radia a pacienta po tendolýze zvýšilo jejich rozsah pohybu v postižených kloubech (Huang et al., 2021, s. 795–798). Funkční efekt ortéz, vyrobených 3D tiskem na míru pacientům s poraněním periferních nervů, ve své studii zkoumali Chae et al. (2020). Z TPU byla technologií FFF vytištěna zápěstní ortéza pro pacienta se syndromem karpálního tunelu a ortéza pro ulnární část zápěstí určená pacientovi s ulnární neuropatií. U obou pacientů došlo ke snížení bolesti hodnocené dle vizuální analogové škály a u pacienta se syndromem karpálního tunelu navíc došlo ke zlepšení zejména úchopové funkce ruky (dlaňový, špetkový, klíčový a nehtový úchop) (Chae et al., 2020, s. 2–5).

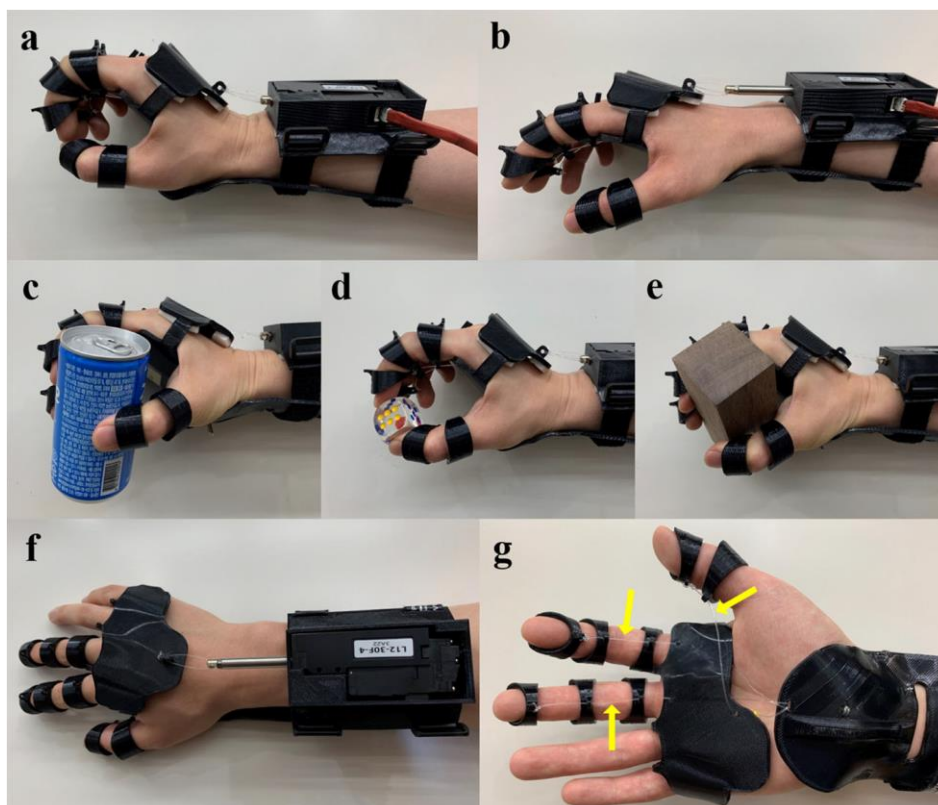


Obrázek 10 (A) Deformovaný prst v důsledku popálení, (B) tradičně vyrobená statická dlahová ortéza a (C, D) 3D tištěná dlahová ortéza (Nam et al., 2018, s. 637)

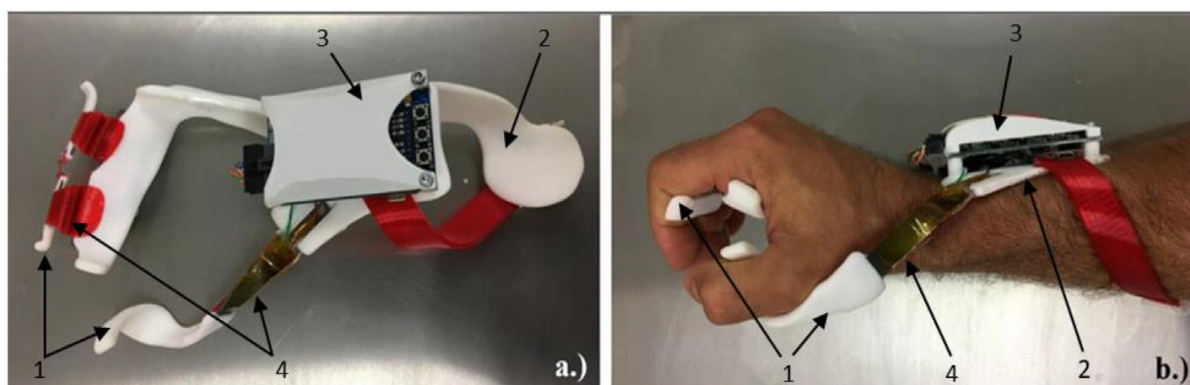


Obrázek 11 Statická progresivní ortéza tvaru „žraločí ploutve“ k udržení a zvýšení rozsahu pohybu v daných kloubech (Huang et al., 2021, s. 797)

Pro pacienty s chronickým poraněním krční míchy navrhli Yoo et al. (2019) myoelektrickou ortézu ruky (viz obrázek 12, s. 26), vytištěnou z PLA tiskárnou využívající technologii FDM, umožňující úchop na principu tenodézy. Ortéza byla vyrobena tak, aby ji bylo možné za pomoci EMG ovládat intuitivně. Pacienti při využití ortézy vykazovali významné zlepšení funkce ruky zejména při sebesycení a manipulaci s předměty v rámci všedních denních činností (ADL) (Yoo et al., 2019, s. 3–12). Pro zlepšení funkcí horní končetiny v rámci domácí terapie (při provádění všedních denních činností a úkonů sebeobsluhy) vyvinuli Toth et al. (2020) aktivní ortézu pro pacienty po CMP (viz obrázek 13, s. 26). Stabilizaci zápěstí zajišťuje ergonomický pasivní rám vyrobený z polyamidu technikou SLS, který navíc brání vzniku deformit a nadbytečných kontrakcí. Aktivní část ortézy je tvořena slitinou s tvarovou pamětí, nitinolem, která je z bezpečnostních důvodů od kůže oddělena vrstvami pružného TPU. Ortéza je tichá, cenově dostupná a snadno se ovládá. Umožňuje pacientům se spastickou parézou aktivně vykonat úchop a následně aktivní část ortézy pomáhá s náročným rozevíráním ruky, čímž pacienta motivuje k používání postižené ruky při ADL. Využitím v domácí terapii tak zvyšuje dobu strávenou rehabilitací a soběstačnost pacientů (Toth et al., 2020, s. 2–10).



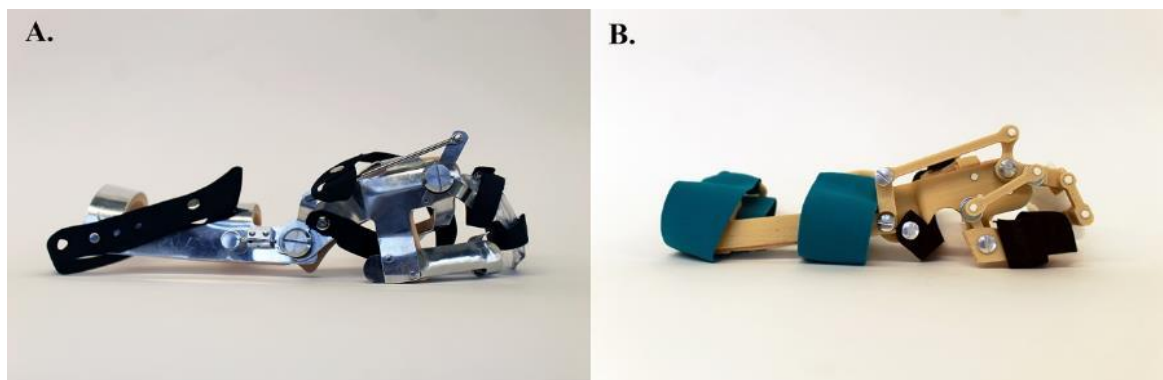
Obrázek 12 Myoelektrická ortéza vyrobená pomocí 3D tisku (Yoo et al., 2019, s. 4)



Obrázek 13 Dynamická ortéza pro domácí terapii pacientů po CMP (Toth et al., 2020, s. 4)

Unikátní dynamickou 3D tištěnou ortézu ovládanou pohybem zápěstí (viz obrázek 14, s. 27) vytvořili Portnova et al. (2018) pro osoby s poraněním míchy. Model ortézy byl navržen tak, aby napodoboval konvenčně předepisované kovové ortézy, vyrobená však byl z levného, lehkého a dostupného PLA technikou tisku FFF. Na základě zpětné vazby uživatelů byla vylepšena funkčnost a design ortézy, výsledkem čehož bylo zlepšení úchopu ruky při určitých všedních denních činnostech. Pozitivně ohodnocena byla také estetika ortézy, její pohodlnost

při nošení, snadnost nasazování i funkčnost ve srovnání s tradiční kovovou ortézou. Také byla prokázána nižší nákladovost i čas na výrobu ortézy (Portnova et al., 2018, s. 7–14).



Obrázek 14 Ortézy ovládané pohybem zápěstí: (A) konvenčně vyrobená kovová ortéza a (B) 3D tištěná ortéza (Portnova et al., 2018, s. 3)

Velký potenciál 3D tisku tkví ve zkrácení času potřebného na výrobu ortotických pomůcek a snížení finančních nákladů (Portnova et al., 2018, s. 14; Chae et al., 2020, s. 5). 3D tištěné ortézy ruky a prstů jsou lehké, odolné a snadno vyměnitelné (Nam et al., 2018, s. 637). Zásadní je také zvýšení dostupnosti ortotických pomůcek a zlepšení funkce při ADL. Jeví se také jako slibná alternativa k volně prodejným a na míru vyráběným kovovým ortézám (Portnova et al., 2018, s. 14). Ortézy vytištěné na 3D tiskárně lépe přiléhají ke kůži, a tak se pacienti cítí pohodlně i po několikahodinovém nošení (Zheng et al., 2020, s. 202). Možnost personalizace ortézy a její lehkost jsou v klinické praxi také oceňovány (Li et al., 2022, s. 14). 3D tisk navíc umožňuje odchýlení se od tradičních návrhových paradigmat, čímž přináší svobodu návrhu (Chae et al., 2020, s. 5). Díky ukládání konstrukčních dat lze v případě potřeby ortézu snadno znovu vytisknout (Kim et al., 2018, s. 642; Zheng et al., 2020, s. 202). V oblasti rehabilitace mají dle Yoo et al. (2019) klíčový význam asistenční zařízení vyrobené levnými a jednoduchými technologiemi (Yoo et al., 2019, s. 12).

Za nedostatek je Kim et al. (2018) považována u tiskáren typu FFF potřeba podpůrných konstrukcí, jejichž odstranění v rámci následného zpracování je nutné, ale časově náročné a zatěžující (Kim et al., 2018, s. 642). S komplikovaností následného zpracování souhlasí i Li et al. (2022), kteří mimo jiné považují za nevýhodu 3D tisku zejména chybějící profesionální software pro navrhování 3D ortéz (Li et al., 2022, s. 14).

2.1.2 Protézy

Terapeuti věnující se problematice horní končetiny zastávají v interdisciplinárním týmu výjimečnou úlohu, která vede k lepšímu zapojení pacienta do požadovaných aktivit. Na základě spolupráce s biomechanickými inženýry mohou terapeuti poskytnout svým pacientům 3D tištěné protézy, které jsou svým návrhem uzpůsobeny tak, aby splňovaly požadavky na dané činnosti (Panchik et al., 2021, s. 1).

Využití 3D tisku při výrobě protéz má řadu nesporných výhod oproti jiným výrobním metodám. Jsou jimi snadná personalizace a úprava návrhů protéz, vytištění protézy z jednoho dílu bez potřeby její montáže, možnost tvorby složitých geometrií díky volnosti při navrhování či rychlá a levná tvorba potřebných dílů (ten Kate, Smit a Breedveld, 2017, s. 300). Tvorba 3D tištěných protéz se rozmáhá v reakci na zhoršenou včasnou dostupnost konvenčních protéz (Manero et al., 2019, s. 2). Nespornou výhodou je také tisk protézy v požadované barvě, vlastního tvaru, velikosti i designu, který může být snadno uzpůsoben dle potřeb uživatele (ten Kate, Smit a Breedveld, 2017, s. 311).

Mezi nevýhody lze řadit obtížné předvídaní mechanických vlastností v důsledku jejich závislosti na způsobu výroby. Ve srovnání s konvenční výrobou pracují tiskárny s omezeným množstvím materiálů. I velikost objektu je omezená velikostí tiskárny. V důsledku smršťování materiálu, některými parametry tiskárny, chybami v CAD či následným zpracováním může být ovlivněna přesnost tisku (ten Kate, Smit a Breedveld, 2017, s. 300–301).

Základními požadavky uživatelů na protézu bývají nejčastěji její estetičnost, pohodlnost při nošení, snadná ovladatelnost a funkční uplatnění (ten Kate, Smit a Breedveld, 2017, s. 307). Právě vzhled protézy je jedním z nejvýznamnějších faktorů odmítnutí spolu s hmotností a vysokými náklady (ten Kate, Smit a Breedveld, 2017, s. 307; Manero et al., 2019, s. 2).

Protézy vyrobené pomocí 3D tisku lze rozdělit dle úrovně amputace, a to:

- v oblasti ruky,
- předloktí
- a paže (ten Kate, Smit a Breedveld, 2017, s. 301).

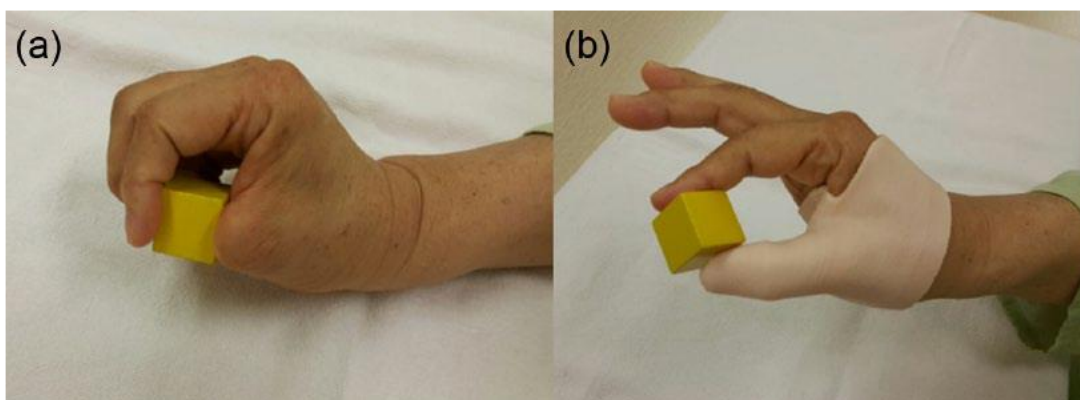
Dle způsobu ovládání můžeme dynamické protézy dělit do tří kategorií:

- ovládaná vlastním tělem pomocí lanek,
- ovládaná prostřednictvím tlačítka
- a ovládaná pomocí elektromyografie (Manero et al., 2019, s. 3).

V rešerši ten Kate, Smit a Breedveld (2017) porovnávali celkem 58 protéz horní končetiny. Veškeré protézy osob s částečnou amputací ruky byly ovládány tělem a všechny

protézy v oblasti paže jsou opatřeny externím elektrickým pohonem. Z celkového počtu protéz bylo téměř 64 % vytvořeno pro amputace pod úrovní lokte a 31 % pro částečné amputace rukou. Při hodnocení úchopových funkcí ruky byl testován úchop silový a precizní, dále pak hákový, špetkový, kulový a klíčový. Celkem 56 protéz bylo schopno silového úchopu, 54 dokázalo provést i klíčový úchop. Pouze 24 protéz provedlo úchop precizní a jen 14 mohlo provádět všechny testované úchopy. Byl také popsán tzv. adaptivní úchop, při kterém se prsty dokáží přizpůsobit tvaru drženého předmětu a síla je mezi prsty rozdělena. Tento typ úchopu provedlo 24 protéz (ten Kate, Smit a Breedveld, 2017, s. 301, 305, 309).

Následující autoři se zaměřili na tvorbu statických protéz. Lee et al. (2018), pomocí 3D skeneru a tiskárny operující na principu FFF, zkonstruovali pro pacienta s amputací palce specificky tvarovanou protézu za účelem funkčního zlepšení a zvýšení spokojenosti pacienta (viz obrázek 15, s. 30). Na základě uvedených každodenních činností (psaní a zvedání drobných předmětů), které pacientovi činily potíže, byla navržena protéza opatřena protiskluzovým vzorem usnadňující špetkový úchop. Protéza byla zhodnocena jako lehká, těsně přiléhající, nezpůsobující kožní potíže. Umožnila pacientovi dosáhnout lepší funkce a spokojenosti dle Jebsen-Taylorova testu funkce ruky a Orthotics and Prosthetics Users' Survey (Lee et al., 2018, s. 108–110). Studie Panchik et al. (2021) se zabývala jedinci s amputací prstů, a to s cílem pochopit následný dopad amputace na požadované denní činnosti. Pro vytvoření CAD protézy článku, zápěstního řemínku a spojovacího řemínku byla provedena specifická měření rukou a zbylých článků prstů obou účastníků. CAD výkresy byly převedeny do stereolitografických souborů, aby byla možná jejich interpretace a následný tisk 3D tiskárnou za využití techniky SLA. K tisku byla použita kombinace TPU a PLA filament. První účastník po testování protézy popsal určité limitace při zahradničení, stlání postele či zapínání knoflíků košile. Druhá účastnice zhodnotila oblasti, ve kterých by měla být zlepšena funkční výkonnost protézy (psaní na počítači, zvedání předmětů z hladkého povrchu atp.) (Panchik et al., 2021, s. 1–9).



Obrázek 15 Demonstrace úchopu drobného předmětu (a) bez protézy a (b) s vytištěnou protézou (Lee et al., 2018, s. 109)

Často zmiňována je i tvorba protéz pro pediatrické pacienty. Kvůli růstu je nutné u dětí poměrně často měnit protézy, čímž se zvyšuje i celková suma vynaložená za protézy (Bhat, M a Acharya, 2021, s. 503; ten Kate, Smit a Breedveld, 2017, s. 310). Na trhu dostupné protézy jsou navíc objemné, s omezenou funkcí a často nepohodlné při nošení (Bhat, M a Acharya, 2021, s. 502–503). 3D tisk tak nabízí řešení v podobě tvorby levné protézy, kterou lze snadno přizpůsobit anatomickým rozměrům končetiny (ten Kate, Smit a Breedveld, 2017, s. 310).

Například dětem s jednostrannými vrozenými amputacemi (včetně symbrachydaktylií, transversálním deficitem pod loktem či zápěstím a syndromu amniových pruhů) byla navržena protéza z PLA zhotovená na 3D tiskárně (viz obrázek 16, s. 31). Protéza je ovládaná tělem na principu tenodézy (Bhat, M a Acharya, 2021, s. 536). Po šesti měsících bylo pozorováno podstatné zlepšení hrubé manuální činnosti zhodnocené Box and Block testem. Nebylo však zjištěno zlepšení v oblasti ADL (zejména malých úchopových forem), zřejmě v důsledku konstrukce protézy (fixace palcové komponenty v palmární abdukci s možností pohybu pouze v interfalangeálním kloubu). Tento nedostatek se projevil snížením skóre v UBET a ABILHAND testu. Autoři studie i přesto doporučují používání 3D vytištěných protéz jako přechodových, jelikož hrají významnou roli v pacientově rehabilitaci a jsou levnými a přizpůsobitelnými variantami dostupných protéz. Také apelují na rodiče, aby děti motivovali k nošení protézy a předešli tak odmítnutí ji nosit (Bhat, M a Acharya, 2021, s. 541–542).



Obrázek 16 Navržené protézy na míru pro děti s vrozenými amputacemi a praktická ukázka jejich využití při různých činnostech (Bhat, M a Acharya, 2021, s. 541)

2.2 Dolní končetina

Tato kapitola se věnuje problematice tvorby ortéz a protéz pro dolní končetiny prostřednictvím technologií 3D tisku. Některé studie se zabývaly návrhem těchto zařízení, a jiné i samotné tvorbě a klinickému testování.

2.2.1 Ortézy

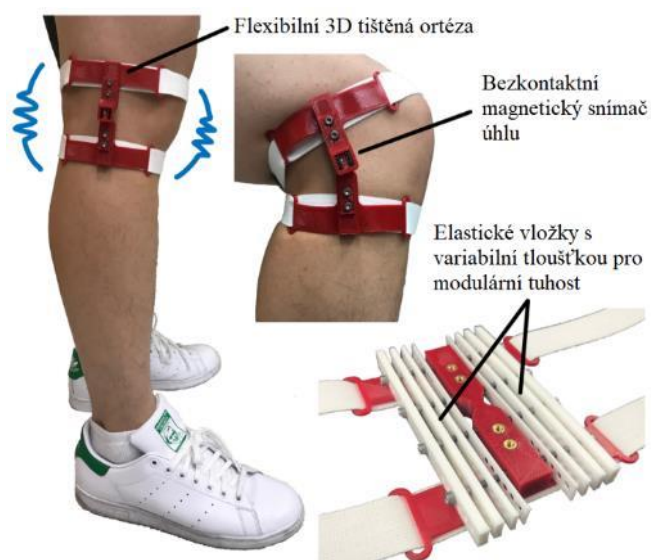
Nejčastěji 3D tiskem vyráběné ortotické pomůcky v oblasti dolní končetiny jsou kolenní ortézy, hlezenní ortézy či dlahy a nožní ortézy.

Hlezenní ortéza nalézá uplatnění v terapii neurologických poruch. Při tradiční výrobě hlezenní ortézy je potřeba velkého úsilí a zručnosti oproti výrobě 3D tiskem (Cha et al., 2017, s. 1; Wojciechowski et al., 2022, s. 73). Při poškození či změně stavu pacienta je třeba celý proces výroby opakovat, přičemž 3D tisk dovoluje snadnou reprodukci (Cha et al., 2017, s. 1). Výzkumem, návrhem a výrobou funkční dlahy pro jedince s poraněním Achillovy šlachy se zabývali Blaya et al. (2019). Kolenní ortéza byla vytvořena pro pacienta s dětskou mozkovou obrnou. Wojciechowski et al. (2022) vyvinuli hlezenní ortézu pro děti se syndromem Charcot-Marie-Tooth (CMT). Hlezenní ortézu pro pacientku s peroneální neuropatií vytvořili Cha et al.

(2017). Účinnost 3D tištěné nožní ortézy zkoumali Ho et al. (2022) u osob s plantární fasciopatií a plochou nohou. Zmíněné studie budou pospány níže.

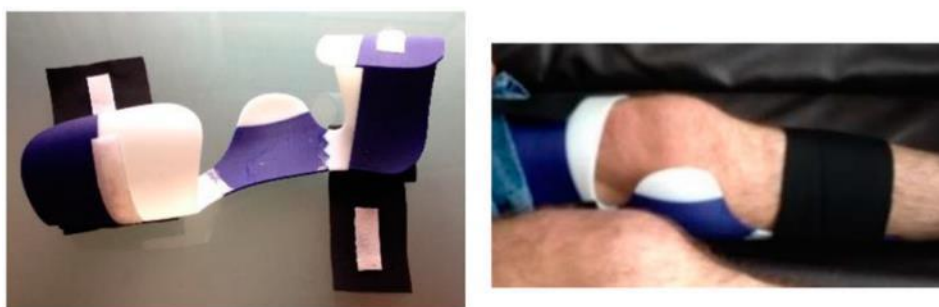
Za limitaci využití 3D tisku k výrobě hlezenních ortéz ve zdravotnických zařízení považují Cha et al. (2017) složité odstraňování podpěr a vyhlazení povrchu ve fázi následného zpracování (Cha et al., 2017, s. 6). Jako překážku Santos et al. (2017) uváděli neochotu ortopedů používat technologii CAD a jako sporné body udávají odpor ke změnám a nedostatečné zaškolení (Santos et al., 2017, s. 331).

Flexibilní kolenní ortézu vyrobenou z TPU s nastavitelnou torzní tuhostí pomocí elastických vložek navrhli Bolus, Ganti a Inan (2018) (viz obrázek 17, s. 32). Byla opatřena bezkontaktním magnetickým senzorem snímání úhlu umožňující kvantifikaci pohybu v kloubu. Dle autorů je ortéza lehká, pasivní, snadno vyrobitelná, schopna splňovat požadavky uživatele a poskytovat oporu stejně jako komerční ortézy. Zmiňován je i potenciál využití ortézy v rehabilitaci, při silovém tréninku s pružným odporem a nošení i při běžných denních činnostech. Pomocí elektromyografie musculus biceps femoris byl zjištěn nárůst aktivity s rostoucí torzní tuhostí ortézy. Pilotní studie chůze naznačují možnost ortézy modifikovat podmínky zatížení kolenního kloubu a měnit jeho kinematiku během chůze. (Bolus, Ganti a Inan, 2018, s. 1624–1627).



Obrázek 17 Flexibilní kolenní ortéza opatřená bezkontaktním magnetickým senzorem (Bolus, Ganti a Inan, 2018, s. 1624)

Polohovací kolenní ortézu pro pacienta se spastickou diparetickou formou dětské mozkové obrny (viz obrázek 18, s. 33) zhotovili Santos et al. (2017) ze dvou materiálů – ABS a TPU. Účelem ortézy byla zábrana zkracování svalů a zachování rozsahu pohybu po operaci, při které byly pacientovi prodlouženy flexory levého kolene. Ortéza sloužila k polohování během spánku, aby se zabránilo zaujímání nevhodných poloh. Jako výhodu uváděli zdravotníci prevenci addukce kolene. Oproti dostupným výrobkům splňovala vyrobená ortéza pacientovi požadavky – snadné používání, nízká hmotnost a prevence valgozity kolene (Santos et al., 2017, ss. 322, 323, 328, 331).



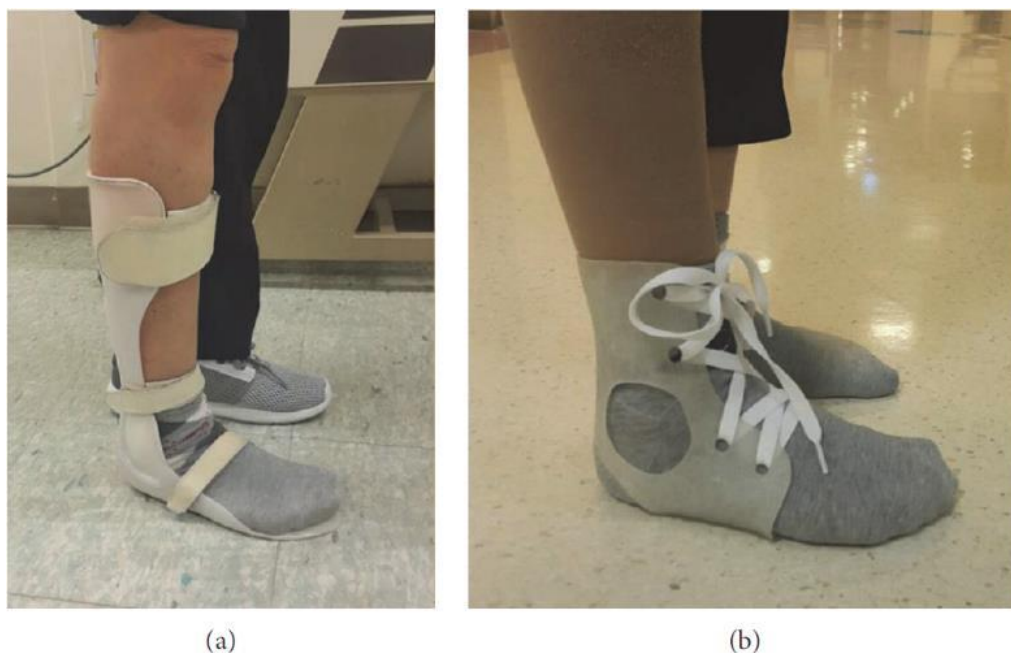
Obrázek 18 Polohovací kolenní ortéza pro zachování rozsahu pohybu a prevenci nežádoucích poloh ve spánku (Santos et al., 2017, s. 330)

Wojciechowski et al. (2022) se zaměřili na využití 3D tisku při replikaci tradičních ručně vyráběných hlezenních ortéz ke zlepšení biomechanických vlastností a spokojenosti dětí s CMT. Ortézy vyrobené z nylonu 12 technologií vytlačování materiálu byly prostřednictvím nových designových prvků personalizovány pro každého jednotlivce (viz obrázek 19, s. 34). Bylo zjištěno, že vytištěné ortézy dosahovaly rovnocenných biomechanických výsledků i hodnocení spokojenosti jako konvenční ortézy. Hodnoty maximální dorziflexe hlezna během švihové fáze i ve stádiu zatěžování byly u obou výrobků srovnatelné. Vyvinuté ortézy byly výrazně lehčí (o 35 %) díky menšímu množství použitého materiálu. Mohly by tak snížit energetický výdej, únavu a zvýšit vytrvalost při chůzi (Wojciechowski et al., 2022, s. 74–77). Cha et al. (2017) pomocí 3D skeneru a automatizovaného softwaru vytvořili hlezenní ortézu (viz obrázek 20, s. 34), kterou následně vytiskli na 3D tiskárně typu FFF z TPU. Dle výsledků dosahovala 3D tištěná ortéza stejného zlepšení kadence, délky kroku a rychlosti chůze jako konvenční ortéza. Během švihové fáze kroku však byla méně účinná v zabránění poklesu špičky, zřejmě z důvodu roztažení TPU. Pacientka s peroneální neuropatií vykazovala větší spokojenost s 3D tištěnou ortézou z hlediska rozměrů, hmotnosti, pohodlí i jednoduchosti

používání. Tuto ortézu bylo navíc snadné nazout do pacientčiny boty a nevyžadovala tak koupi bot většího čísla. (Cha et al., 2017, s. 2–5).



Obrázek 19 3D tiskem zhotovené hlezenní ortézy pro děti s CMT (Wojciechowski et al., 2022, s. 76)



Obrázek 20 Ukázka (a) konvenční hlezenní ortézy z polypropylenu a (b) hlezenní ortézy vyrobené 3D tiskárnou, která byla pro nošení opatřena tkaničkami (Cha et al., 2017, s. 4)

Blaya et al. (2019) navrhuji pro konzervativní léčbu částečné ruptury Achillovy šlachy využít imobilizační dlaha vyrobenou 3D technologií. Uvádí, že takováto dlaha bude umožňovat

zařazení fyzioterapeutických technik ve stádiu imobilizace. Prostřednictvím otvorů v dlaze může být jedinci aplikován ultrazvuk, laser, elektrostimulace, ionoforéza nebo drenážní techniky bez nutnosti dlahu sundávat. Uplatnění těchto technik v imobilizačním stádiu bude prevencí svalových, kloubních, kožních či cévních komplikací, které mohou nastat při nošení tradiční dlahy. Používání tištěné dlahy povede ke zkrácení doby léčby o 30 % oproti aplikaci sádrové dlahy. Uvádí však, že je třeba provést studii zavedení a proveditelnosti na základě poptávky a poskytnout srovnávací případovou studii pro zdůraznění dosažených zlepšení (personalizace, hygiena, materiál a dopad na životní prostředí) (Blaya et al., 2019, s. 9–14).

U jedinců s jednostrannou plantární fasciopatií a plochou nohou zkoumali Ho et al. (2022) vliv tradičně a 3D tiskem vyrobených nožních ortéz na biomechaniku chodidla při chůzi. Byla provedena 3D analýza pohybu bez nožní ortézy, s 3D tištěnou ortézou a s tradičně vyrobenou ortézou. Ani v jednom případě nebyl zjištěn rozdíl v rozsahu pohybu zadonoží, tedy nožní ortézy nesnižují everzi. V porovnání s tradiční ortézou byla 3D ortéza účinnější v podpoře klenby. U obou ortéz zaznamenali menší plantární flexi zřejmě z důvodu nižší aktivace plantárních flexorů během předšvihové fáze. To může mít za následek nižší tahové napětí v plantární fascii a poskytnout uživatelům úlevu. Výsledky studie považují 3D tištěné nožní ortézy za stejně účinné jako jsou tradičně vyráběné (Ho et al., 2022, s. 259–263).

2.2.2 Protézy

Protézy pro dolní končetiny jsou oproti protézám pro horní končetiny obecně vnímány jako nutnost (Manero et al., 2019, s. 2). Pokud je osobám po amputaci dolní končetiny předepsána protéza, měla by být navržena tak, aby splňovala všechny aspekty lidské lokomoce (Kathrotiya et al., 2023, s. 2). Protézy dolní končetiny vyrobené aditivní výrobou musí být dostatečně odolné snášet velké a dynamické zatížení. Je však nezbytné zmínit, že v dostupné literatuře je nedostatek publikací o 3D tištěných protézách dolní končetiny (Stenvall et al., 2020, s. 2–3).

De Vivo Nicoloso et al. (2021) vidí 3D tisk jako efektivní nástroj pro výrobu protéz. Vyzdvihují zejména možnost tvorby dílů na míru finančně výhodným způsobem a snadnou přeměnu digitálních modelů ve funkční prototypy (De Vivo Nicoloso et al., 2021, s. 74). Aditivní výroba protéz může pacientům přinést řadu výhod – rychlejší obdržení protézy, výroba více zařízení z jednoho skenu, snadná vizualizace digitálního návrhu protézy a snadnější řešení pacientových priorit. Množství odpadového materiálu se snižuje na minimum a při využití biokompozitů snižuje negativní dopad na životní prostředí (Stenvall et al., 2020, s. 15).

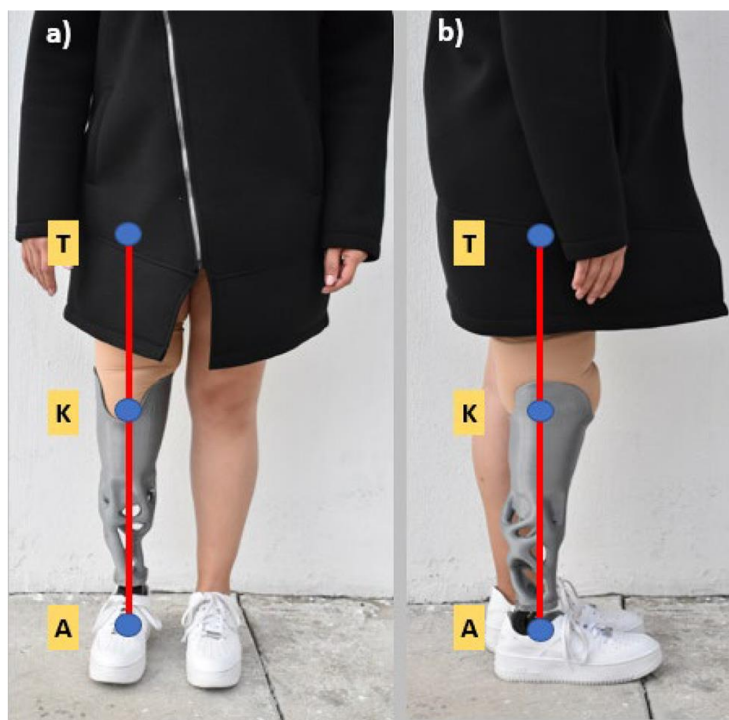
Pro zavedení AM do praxe jsou nutné počáteční náklady a vzdělání v oblasti softwaru i hardwaru (Stenvall et al., 2020, s. 15).

Studie Kathrotiya et al. (2023) měla za cíl vyvinout protézu chodidla, která by umožnila správné držení těla, dostatečný rozsah pohybu a byla cenově dostupná (viz obrázek 21, s. 36). Materiálem pro výrobu protézy byl nylon PA 12 a zhotovena byla tiskárnou Multi Jet Fusion. Analýza zatížení čtyř prototypů se prováděla ve fázi počátečního kontaktu, střední stejné fázi a předšvihové fázi. Jako nejvhodnější byl zvolen prototyp č. 4, který následně podstoupil proces optimalizace hmotnosti (o 29 %) změnou struktury na mřížkovou. Tato změna navíc přinesla zvýšení flexibility při testovaných fázích kroku a kapacity ukládání energie. Protézu lze nosit s obuví nebo bez obuvi, jelikož je opatřena úchyty zlepšujícími kontakt se zemí. Výsledky testování neodhalily žádné viditelné selhání. V budoucnu chtějí autoři vytvořit objímku a pylon, které budou připojeny k navržené protéze chodidla, a testovat zhotovený produkt na dobrovolníkovi (Kathrotiya et al., 2023, s. 2–12).



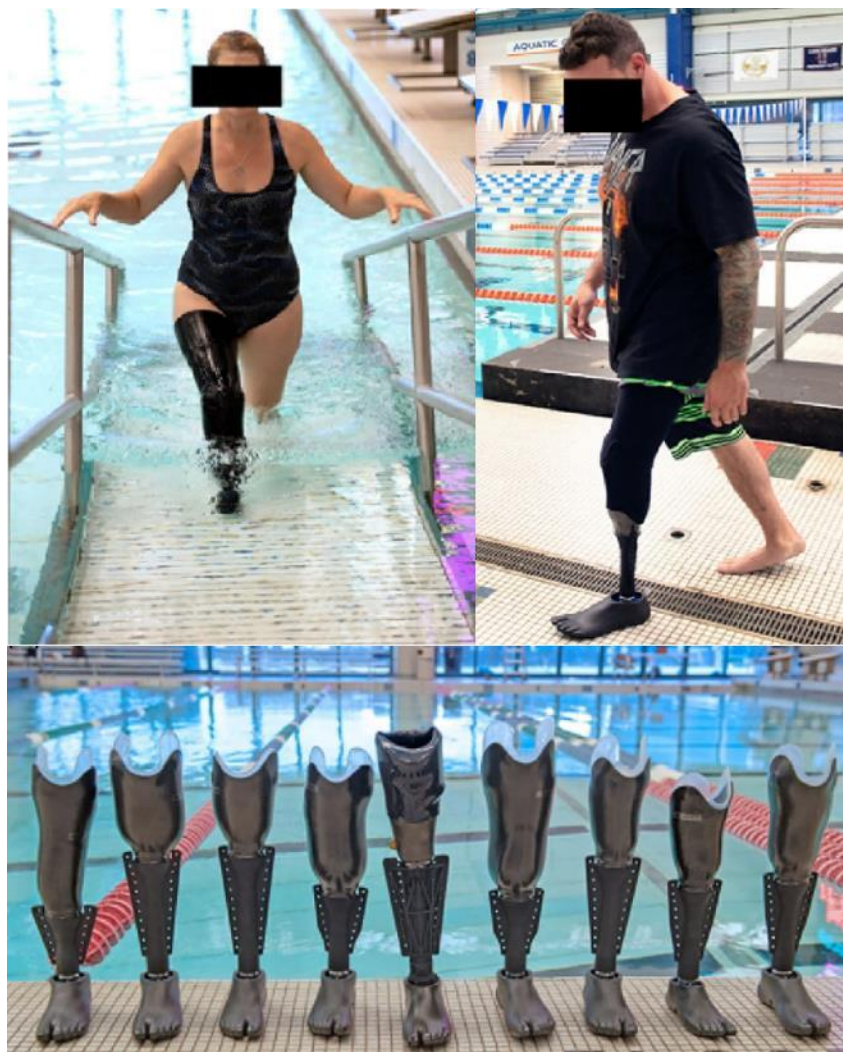
Obrázek 21 Protéza chodidla s mřížkovou strukturou (Kathrotiya et al., 2023, s. 11)

Návrhem a výrobou transtibiální protézy zhotovené FFF tiskárnou (viz obrázek 22, s. 37) se zabývali De Vivo Nicoloso et al. (2021). Byla vytvořena pohodlná, funkční a levná protéza, která sestávala z objímky, pylonu, chodidla a jednodílné konstrukce. V porovnání s pacientčinou tradičně vyrobenou protézou měla tištěná protéza o 55 % nižší hmotnost a snížila tak namáhavost chůze. Průměrné náklady i čas potřebný na výrobu byly oproti tradičním protézám sníženy o 95 %. Autoři vytvořili nový digitální a návrhový výrobní postup, který umožní pacientům snazší přístup k protetickým pomůckám (De Vivo Nicoloso et al., 2021, s. 74–78).



Obrázek 22 Kontrola osy (T) trochanter, (K) koleno a (A) kotník u 3D tištěné jednodílné transtibiální protézy (De Vivo Nicoloso et al., 2021, s. 77)

Na testování nové 3D tištěné protézy určené k rekreačnímu plavání (viz obrázek 23, s. 38) se v pilotní studii zaměřili Goldstein et al. (2020). V současné době existují pro osoby s amputací dolní končetiny plavecké hlezenní protézy, které s podlahou svírají 90° a je obtížné je využívat při chůzi a přesunech do vody. Nově vyvinutá protéza, která je cenově dostupnější, opatřena protiskluznou podrážkou, uzpůsobena pro používání na mokřem povrchu a má pružný hlezenní pant, byla navržena každému účastníkovi na míru. Protéza byla vytištěna z nylonu obohaceného uhlíkovými vlákny a opatřena kónicky tvarovanými otvory, jež umožňují průchod vody, koordinaci odporu a turbulencí pro lepší propulzi ve vodě. Účastníci studie vykonali řadu úkolů typických pro rekreační plavání (např. šlapání vody, plavání kola – 25 metrů, vstup do vody po žebříku apod.) s tištěnou protézou a komerční Swim Ankle protézou. Sledované změny životních funkcí se u obou zařízení významně nelišily. Potřebný čas pro opuštění bazénu s tištěnou protézou po rampě či žebříku byl ve srovnání se Swim Ankle podstatně kratší. Průzkum ukázal, že většina účastníků preferovala 3D tištěnou protézu kvůli pohodlí, nižší energetické náročnosti, hmotnosti, lepší kvalitě plavání i rovnováze (Goldstein et al., 2020, s. 784–792).



Obrázek 23 Plavecká ortéza pro osoby s amputací dolní končetiny (Goldstein et al., 2020, s. 785)

Kombinace biokompozitů a 3D tisku nabízí podle Stenvall et al. (2020) slibnou budoucnost pro výrobu protéz i ortéz. Technologií FDM vytvořili objímku transtibiální protézy (viz obrázek 24, s. 39) z polypropylenu jako základní hmoty (80 %) a příměsí mikrofibrilované celulózy (20 %). Objímka byla pro dostatečnou tvarovou stabilitu zajišťující adekvátní rozložení tlaku použitelná pro chůzi. Pacientka při klinické zkoušce nepozorovala rozdíl v nošení biokompozitní protézy oproti běžné protéze. Uvedla však vyšší spokojenost se vzhledem, hmotností i funkcí tiskuté protézy. Součástí studie byl také průzkum zjišťující postoj uživatelů protetických pomůcek (27 subjektů) na výrobu protéz z udržitelnějších materiálů. Výsledkem bylo zjištění, že by si uživatelé vybrali spíše protézu z biokompozitu, pokud by tímto materiálem nebyla ovlivněna celková kvalita. Ve studii nebyla zkoumána náchylnost použitého materiálu k absorpci vlhka a vody nebo odolnost vůči tření a opotřebení. (Stenvall et al., 2020, s. 6–16).



Obrázek 24 Protéza s objímkou z biokompozitního materiálu (Stenvall et al., 2020, s. 13)

2.3 Kompenzační rehabilitační pomůcky

Pokroky, ke kterým na poli technologií 3D tisku dochází, budou zřejmě mít vliv na výrobu kompenzačních pomůcek – bude snazší. Používání asistenčních pomůcek se stane daleko běžnější (Degerli, Dogu a Oksuz, 2022, s. 124). Nespornou výhodou je výroba individualizovaných pomůcek za nízké ceny (Lee et al., 2019, s. 526). Aflatoony, Lee a Sanford (2023) doporučují pro tvorbu užitečných a moderních kompenzačních pomůcek využít 3D tisk (Aflatoony, Lee a Sanford, 2023, s. 161).

Mnoho druhů 3D modelů kompenzačních pomůcek je k dispozici ke stažení z online úložišť a jsou pro 3D tisk ideální. Klienti docházející na terapii rukou mají často potíže s otevíráním lahví či používáním klíčů. Potřebné pomůcky jsou jednoduše přístupné z online databáze a lze je vytisknout do 60 minut za nízké náklady (Patterson et al., 2020, s. 3).

Nevýhodou využití 3D technologií pro tvorbu pomůcek jsou počáteční náklady na vybavení a školení pracovníků (Janson et al., 2020, s. 168).

Tvorbu tří pomůcek (viz obrázek 25, s. 40) pro ženu s revmatoidní artritidou popisují Janson et al. (2020). V důsledku omezeného rozsahu pohybu, bolesti a slabosti v lokti, předloktí a zápěstí měla dotyčná sníženou pracovní výkonnost rukou. Největší nedostatky pozorovala při otevírání nápojů v plastových lahvích, psaní a manipulaci s klíči. Vhodné, předem navržené 3D modely kompenzačních pomůcek našli autoři v databázích Thingiverse, MyMini-Factory a STLFinder a po modifikaci vytiskli FFF 3D tiskárnou z PLA. Model otvíráku na lahve byl zvolen pro minimální vyžadovanou sílu při jeho používání pomocí zatlačení dlaně. Nástavec na klíč měl širokou rukojeť pro umožnění háčkového úchopu. Klientka uvedla, že 3D tištěné kompenzační pomůcky zvýšily její pracovní výkonnost a snížily míru pocíťované bolesti (hodnocené dle Numerical Pain Rating Scale) při vybraných činnostech (Janson et al., 2020, s. 165–168). Tvorbou pomůcky pro psaní (viz obrázek 26, s. 41) se zabývali i Degerli, Dogu a Oksuz (2022). Pacient s kvadruplegií po traumatu v oblasti pátého a šestého krčního obratle nebyl schopen úchopu kvůli slabosti svalů pravé ruky, ale vykazoval izolované pohyby v prvním a druhém prstu levé ruky. Za problematickou činnost označil psaní, které pro něj kvůli kancelářské práci bylo velmi důležité. Byla vytvořena pomůcka z ABS materiálu, která fixovala tužku mezi prvním a druhým prstem a dlaní. Pacient ocenil rozměry, hmotnost, jednoduchost používání i pohodlí výrobku a poprvé od nehody byl schopen podpisu bez třesu. Pomůcka podle Canadian Occupational Performance Measurement významně zvýšila pacientovu nezávislost (Degerli, Dogu a Oksuz, 2022, s. 122–124).

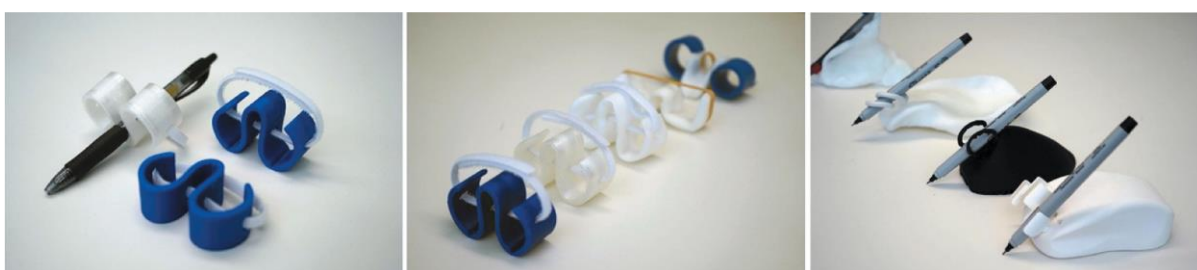


Obrázek 25 Vytisknuté kompenzační pomůcky pro otevírání plastových lahví, manipulaci s klíči a psaní pro osobu s revmatoidní artritidou (Janson et al., 2020, s. 165–166)



Obrázek 26 Pomůcka vytvořená pomocí 3D skenování a tisku k usnadnění psaní (Degerli, Dogu a Oksuz, 2022, s. 124)

Na společném návrhu psací pomůcky se podíleli ergoterapeuti, průmysloví designéři a samotná pacientka s poliomyelitidou (viz obrázek 27, s. 41). Ta vyjádřila zájem o tvorbu pomůcky, která by jí umožnila po delší dobu bezbolestně držet a používat psací potřeby. Byly uspořádány čtyři workshopy za účelem pochopení klinického přístupu ergoterapeutů při předepisování kompenzačních pomůcek a roli designérů při prototypování, CAD modelování a 3D tisku. Bylo navrženo celkem 12 pomůcek, které splnily pacientčina očekávání. Výsledek studie poukazuje na potenciál společného navrhování 3D tištěných pomůcek pro psaní. Dle autorů poskytuje ergoterapeutům, designérům i uživateli možnost výměny individuálních klinicko-technických náhledů, zkušeností a znalostí (Aflatoony, Lee a Sanford, 2023, s. 154–159).

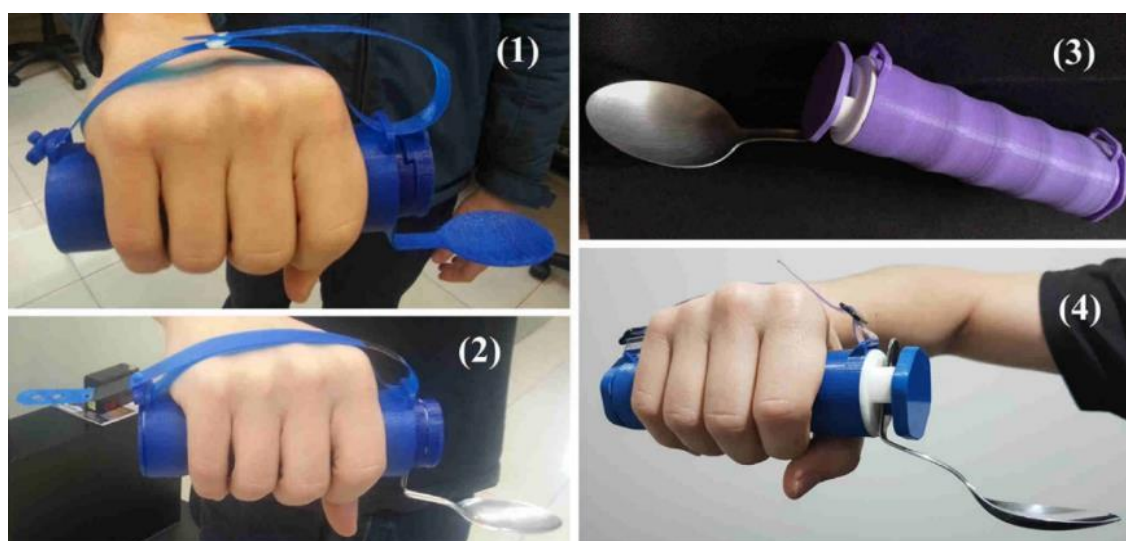


Obrázek 27 Ukázka společně navržených prototypů kompenzačních pomůcek pro psaní vyvinutých ergoterapeuty, průmyslovými inženýry a uživatelem (Aflatoony, Lee a Sanford, 2023, s. 156)

Pacient s pravostrannou hemiparézou nebyl schopen psát a jíst pravou rukou. Slabost a spasticita pravé ruky vyvolávaly při psaní s běžně dostupnou kompenzační pomůckou

abnormální synergistické pohyby přetěžující ramenní a krční svaly, které se tak rychle unavily. Lee et al. (2019) proto navrhli individuálně tvarovanou TPU ortézu s konektorem z PLA, který umožnil připojit asistenční zařízení. Výsledky Jebsen-Taylorova testu funkce ruky neprokázaly statisticky významný rozdíl při psaní s běžně dostupnou pomůckou a na míru vytvořenou 3D tiskem. Pacient však uvedl vyšší spokojenost s individualizovanou pomůckou, jelikož lépe podpírala zápěstí a psaní s ní bylo pohodlnější, přesnější a méně silově náročné. Výhodou byla možnost použití asistenčního zařízení bez nutnosti sundávat ortézu (Lee et al., 2019, s. 527–530).

Kompenzační pomůcku pro sebesycení navrhli Santos et al. (2019) jedinci s Parkinsonovou chorobou (viz obrázek 28, s. 42). Vývoj sestával ze tří fází – informačního a koncepčního návrhu, výroby a testování, potažmo zdokonalování. Byly vytvořeny celkem čtyři prototypy, přičemž poslední byl použit pro klinické testování. Hlavními rysy pomůcky byly např. vylepšená kontaktní plocha pro ruce, ergonomický komfort, snadné sestavení, rozmontování a přeprava či snadné používání. Tato studie vedla k podání patentu na užitný vzor (Santos et al., 2019, s. 745–748).



Obrázek 28 Čtyři prototypy kompenzační pomůcky pro sebesycení vytvořené 3D tiskem (Santos et al., 2019, s. 747)

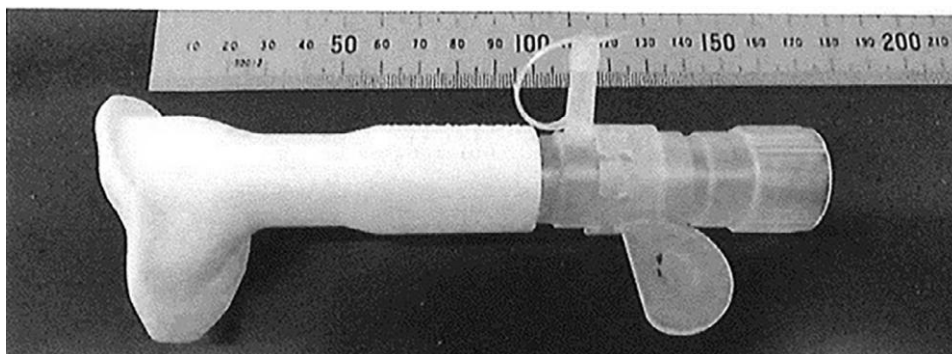
Patterson et al. (2020) zmiňují využití 3D tisku při řešení problému klientky s trvalou distální neuropatií v oblasti sebeobsluhy. Ta uvedla obtíže s vyjímáním kreditní karty z automatu na čerpací stanici kvůli nedostatečné síle pinzetového úchopu v důsledku atrofie vlastních svalů ruky. Byl použit 3D model „Forceps“ z online databáze MyMini-Factory, který

byl po vytisknutí opatřen protiskluzovou fólií (viz obrázek 29, s. 43). Klientka tak mohla kartu uchopit pomocí flexorů předloktí (Patterson et al., 2020, s. 6).



Obrázek 29 Pomůcka pro vyjmutí kreditní karty z automatu (Patterson et al., 2020, s. 6)

Myšlenku využití 3D tisk v terapii pacienta s totální laryngektomií a bronchiektáziemi měl multidisciplinární tým Daly et al. (2023). Hlavní technikou pro uvolňování dýchacích cest byl aktivní cyklus dechových technik spolu s dalšími metodami (zvlhčování vzduchu, mukolytické a bronchodilatační terapie), které pacient s různou mírou compliance absolvoval doma. Kvůli přetrvávajícím plicním exacerbacím byl zvolen inovativní přístup s použitím pomůcky pro pozitivní výdechový tlak (PEP). Metodou SLS byl z nylonu vytvořen individualizovaný nástavec pro PEP zařízení se zajištěním vzduchotěsného uzávěru tracheostomie pro zvýšení účinnosti odstranění hlenu (viz obrázek 30, s. 44). Právě těsnění dostupných pomůcek je často nedostačující v důsledku anatomických odchylek a omezuje účinnost léčby. Po šesti měsících používání dotyčný nezaznamenal žádnou plicní exacerbaci ani nutnost hospitalizace (Daly et al., 2023, s. 1–4).



Obrázek 30 Na míru vytištěný nástavec připojený na PEP systém pro pacienta s tracheostomií (Daly et al., 2023, s. 2)

2.4 Finanční a časové aspekty

Řada autorů se ve svých studiích zabývala finanční analýzou tvořených pomůcek. Někteří z nich uvedli i čas, který byl potřebný pro tvorbu dané pomůcky.

Souhrnné náklady na ortézu vytvořenou Kim et al. (2018) dosáhly přibližně 70 USD, přičemž materiál byl odhadnut na 20 USD. Takováto ortéza je cenově blízká ve studii porovnávaným sériově vyráběným ortézám, avšak levnější než personalizovaná ortéza vytvořená přímým tvářením z nízkoteplotních termoplastů, jejíž cena se pohybuje okolo 300 USD. Doba výroby byla přibližně 6 hodin, tedy rychlejší než několik dní až týden potřebný k vytvoření individualizované zápěstní ortézy (Kim et al., 2018, s. 642). Výroba jedné dlahy na prst pro osoby s popálením trvala dle Nam et al. (2018) přibližně 1 hodinu a s ohledem pouze na náklady za filamenta vyšla na méně než 1 USD (Nam et al., 2018, s. 638). Vytištění ortézy tvaru žraločí ploutve, kterou ve své studii popisují Huang et al. (2021), zabralo necelých 7 hodin při odhadu nákladů za materiál asi 4 USD (Huang et al., 2021, s. 797). Portnova et al. (2018) uvádí, že celkové náklady (zahrnující veškerý materiál – suchý zip, PLA vlákno, magnety apod.) na výrobu dynamické ortézy ovládané zápěstím činily 15–20 USD. V částce nejsou započítány pouze náklady spojené s nákupem montážních nástrojů a používáním veřejné 3D tiskárny. Doba kompletace se v průměru pohybovala v rozmezí 8 hodin až 9,2 hodin (Portnova et al., 2018, s. 8–9). Během vývoje dynamické ortézy s externím pohonem bylo jedním z cílů Toth et al. (2020) zajistit její nízkonákladovost. Díky využití 3D tisku a nitinolu jsou náklady na materiál nižší, než je tomu u konvenčně vyráběných zařízení. Odhadovaná cena pouze za materiál je 500 EUR (Toth et al., 2020, s. 7–9). Celkové náklady na výrobu myoelektrické ortézy vyvinuté Yoo et al. (2019) byly odhadovány na 230 USD. Tato částka zahrnovala cenu veškerých komponent potřebných k výrobě ortézy vyjma 3D tiskárny (Yoo et al., 2019, s. 4).

Studii zaměřenou na časovou náročnost tvorby ortéz provedli Oud et al. (2021). V ní udávají o 53 % kratší dobu výroby 3D tištěných ortéz rukou určených k trvalému používání oproti běžné výrobě ortéz. Průměrná celková doba výroby 3D tištěné ortézy byla 112 minut, u konvenční ortézy 239 minut, přičemž spokojenost s oběma ortézami byla velmi podobná. Zmiňují také potřebu budoucích studií zkoumat finanční náročnost ortéz vyrobených pomocí 3D tisku (Oud et al., 2021, s. 2–6).

Zmínku o finanční náročnosti 3D tiskem vyhotovených protéz uvádí i Bhat, M a Acharya (2021). Dostupné tradiční protézy jsou pro rodiny dětí finanční zátěží kvůli ceně, která může dosahovat od 3 800 USD až do 7 700 USD za protézy ovládané tělem a 23 800–47 600 USD za protézy myoelektrické. Uvádí, že tisk protézy zabere 5–10 hodin a jeho cena v Indii stojí přibližně 40–50 USD (Bhat, M a Acharya, 2021, s. 536–537).

Santos et al. (2017) odhadují výrobní dobu polohovací kolenní ortézy na necelých 48 hodin, do kterých mimo jiné zahrnují i 3D skenování (10 minut), modelování (1–2 hodiny) i tisk (asi 12 hodin). Při výrobě na levné domácí 3D tiskárně by materiál pro výrobu ortézy stál méně než 35 EUR, avšak za cenu nižší kvality a s omezením velikosti. Byl vznesen dotaz na cenovou nabídku trhu – ta byla ve výši 77–320 EUR za koncept s využitím technologie SLS (Santos et al., 2017, s. 330–331). Bolus, Ganti a Inan (2018) zmiňují, že výroba flexibilní ortézy je levná, avšak neposkytují žádnou finanční analýzu (Bolus, Ganti a Inan, 2018, s. 1624).

Dle řešerše ten Kate, Smit a Breedveld (2017) není tvrzení, že 3D tiskem vyrobené protézy jsou levné, na místě, jelikož se ve většině případů do výsledné ceny nezapočítává čas a vynaložené úsilí tvůrce protézy ani pořizovací cena 3D tiskárny. Uvedené ceny protéz v dostupných studiích představují zejména náklady na materiál, které se pohybují nanejvýš okolo 500 USD, a proto je lze jen těžko porovnat s cenami komerčně dostupných protéz. Ceny komerčně dostupných myoelektrických protéz rukou vyvinutých dvěma společnostmi, které byly vytvořené 3D tiskárnou se pohybují v rozmezí 1000 USD až 3000 USD. V porovnání s cenou konvenčně vyráběných komerčně dostupných myoelektrických protéz, která je v rozpětí 25 000–75 000 USD, je však patrný značný rozdíl (ten Kate, Smit a Breedveld, 2017, s. 310).

Nová protéza nohy se dle De Vivo Nicoloso může pohybovat v cenovém rozmezí od 5 000 USD do 50 000 USD. Pasivní protéza nohy je v USA odhadována na 1 000–10 000 USD. Náklady za materiál a komponenty na výrobu konvenční transtibiální protézy podle výpočtů autorů činí 10 310 USD, zatímco 3D tištěná jednodílná protéza pouhých 550 USD. Celkový čas potřebný pro návrh a výrobu tradiční transtibiální protézy je 14 dní (měření – 1 den, tvorba formy – 3 dny, tvorba objímky – 6 dní, montáž a seřízení – 4 dny). Pro návrh a tvorbu 3D tištěné

protézy bylo potřeba pouhých 12 hodin (získání potřebných dat – 1 hodina, návrh – 3 hodiny, tisk – 12 hodin) (De Vivo Nicoloso et al., 2021, s. 77). Na trhu dostupné protézy chodidel se pohybují v různém cenovém rozpětí. Tyto náklady mohou být 1 000–10 000 USD. Finance potřebné ke zhotovení nylonové protézy chodidla ve studii Kythrotiya et al. (2023) odpovídaly 225 USD. Pokud by se metoda 3D tisku protéz stala komercializovanou, bude třeba brát v potaz roční náklady za modelovací software (5 000 USD) a analytický software (16 000 USD), které jsou potřebné pro návrh protéz. Ke zvýšení nákladů přispěje i vyplácení mzdy kvalifikovanému konstruktérovi. Výroba tištěné protézy trvala přibližně 17 hodin, z čehož 12 hodin tvořil tisk a 5 hodin následné zpracování (Kathrotiya et al., 2023, s. 11–12). Ceny na míru vytvořených plaveckých protéz pro jedince s amputací dolní končetiny dosahovaly 2500–15 000 USD, a to v závislosti na úpravách, které si uživatelé mohou přát (Goldstein et al., 2020, s. 784).

Materiální náklady na výrobu tří kompenzačních pomůcek v kazuistice Janson et al. (2020), se započtením technického vybavení, byly 0,26–0,93 USD. Nástavec na klíč se tiskl 80 minut, otvírák lahví 70 minut a pomůcka na psaní 27 minut. Současnou prodejní cenu použité 3D tiskárny autoři odhadli na 500 USD, přičemž cena FFF tiskáren může dosahovat 300–6 000 USD (Janson et al., 2020, s. 166–168). Na výrobu pomůcky pro psaní jedinci s kvadruplegií bylo potřeba 40 tureckých lir, přičemž tisk byl dokončen po 1 hodině a 40 minutách (Degerli, Dogu a Oksuz, 2022, s. 123–124). Lee et al. (2019) uvádí, že celkové náklady za běžně dostupné pomůcky pro pacienta s pravostrannou hemiparézou činily 490 USD, přičemž cena 3D tištěné ortézy s 3D tištěnými asistenčními zařízeními byla přibližně 32 USD (Lee et al., 2019, s. 530). Náklady za materiál potřebný pro vytvoření individualizovaného PEP zařízení byly ve výši 23,72 AUD. Byly započítány i mzdové náklady – 275 AUD. Pacientovi byly navíc dodány dvě náhradní pomůcky a celková výše nákladů za tři zařízení byla 346,15 AUD. Oproti hospitalizaci, kterou dříve pacient musel podstoupit (celkem 60 dní) a činila 121 500 USD, je toto řešení velmi ekonomické (Daly et al., 2023, s. 2–3).

Závěr

Tato bakalářská práce pojednává o možnostech využití 3D tisku v rehabilitaci a je rozdělena do dvou hlavních kapitol. V první kapitole, která je technického rázu, je popsán proces 3D tisku, základní druhy tiskáren a materiály, které jsou při výrobě využívány. Druhá kapitola se zabývá možnostmi využití 3D tisku v rehabilitaci se zaměřením na problematiku horní a dolní končetiny a na tvorbu kompenzačních pomůcek. Cílem bylo sumarizovat dostupné studie a shrnout, jakým způsobem lze 3D tisk v oblasti rehabilitace využít.

První kapitola je věnována technologii 3D tisku a má za cíl tuto problematiku stručně vysvětlit. Krátké shrnutí historie je připomínkou, že se jedná o poměrně novodobou technologii, která se stále vyvíjí a zdokonaluje, a která postupem času prostoupila nejrůznější odvětví. Proces 3D tisku začíná získáním tvaru daného objektu a jeho převedením do digitální podoby. Následná úprava tohoto modelu je přípravou pro samotný tisk. Pro tisk mohou být využity různé druhy tiskáren. Tato práce vyjmenovává celkem sedm základních druhů tiskáren, přičemž každá z nich funguje na různých principech a tiskne za využití mnoha druhů materiálů. Jednotlivé tiskárny se vyznačují určitými výhodami i nevýhodami, na které je při finálním výběru tiskárny kladen důraz. Stejně jako výběr tiskárny je důležitý i správný výběr materiálu, jež je zásadní pro výsledné vlastnosti vytištěného výrobku. Volba nevhodného materiálu může mít za následek chybový výrobek, který nebude splňovat zadané požadavky. Pokud je to možné, může být celý výrobek tištěn v celku, nebo pouze jeho jednotlivé díly. Po vytištění podstupuje výrobek většinou finální úpravu ve formě následného zpracování, při kterém jsou z povrchu odstraněny nedokonalosti, aby bylo dosaženo hladkého a lesklého vzhledu.

Ve druhé kapitole je již specificky rozebráno využití 3D tisku v rehabilitaci. Z dohledaných studií je patrné, že největší uplatnění je při výrobě ortéz, protéz a kompenzačních pomůcek. Řada autorů vybraných studií se shoduje, že výroba těchto rehabilitačních pomůcek je díky 3D technologii rychlejší, finančně výhodnější, umožňuje tvorbu přímo na míru pacientům a vyhotovené pomůcky jsou dostupnější. Většina studií hodnotí především celkový přínos vytvořených pomůcek pro pacienta a míru spokojenosti pacientů, případně zlepšení sledovaných funkcí. Vybraní pacienti popisují vnímané rozdíly mezi používáním 3D tištěných a konvenčně vyráběných pomůcek, kterými nejčastěji byly estetika, design, hmotnost, pohodlnost či funkčnost. Rozebrána je i finanční a časová náročnost 3D tisku v oblasti rehabilitace, ze které je patrné, že lze 3D tisk považovat za úspornější metodu výroby. Zmíněny jsou i nevýhody, které vyplývají z využívání technologie 3D tisku v klinické praxi. Mohou jimi být poměrně složitý proces následného zpracování, odstraňování podpěr

u některých druhů 3D tiskáren, možná předčasná degradace použitého materiálu, nedostatečné proškolení personálu nebo neochota výrobců tuto technologii v praxi aplikovat.

Ačkoliv se 3D tisk obecně těší narůstající oblibě a v posledních letech jsou publikace z oblasti rehabilitace s využitím této technologie častější, shodují se autoři většiny z nich, že pro větší objektivitu výsledků je třeba zavést standardizovaný způsob hodnocení vytvořených pomůcek.

Výhledově se 3D tisk v budoucnu uplatní daleko více, než je tomu teď. Nezadržitelný vývoj nových druhů materiálů s lepšími vlastnostmi jako jsou pevnost, pružnost, korozivzdornost a inertnost, zajistí tvorbu odolnějších a kvalitnějších výrobků. V rámci ochrany životního prostředí je možné zvážit i biodegradabilní vlastnosti materiálů. Při zvyšování objemu výroby bude nejspíše docházet ke snižování nákladů na 3D tisk, načež bude tato technologie pro zdravotnická zařízení dostupnější. S dalšími technologickými pokroky budou vyráběny kvalitnější, rychlejší a energeticky úspornější tiskárny. Rozvoj v oblasti skenovacích a designových softwarů přispěje ke získání detailnějších a mechanicky složitějších modelů, které budou klientům lépe sloužit.

Veškeré údaje uvedené v této práci naznačují, že využití 3D tisku v oblasti rehabilitace má nadějnou budoucnost.

Referenční seznam

AFLATOONY, L., S. LEE a J. SANFORD, 2023. Collective making: Co-designing 3D printed assistive technologies with occupational therapists, designers, and end-users. *Assistive Technology* [online]. 35(2), 153-162 [cit. 2023-04-22]. ISSN 1040-0435. Dostupné z: doi:10.1080/10400435.2021.1983070

BARRIOS-MURIEL, J. et al., 2020. Advances in Orthotic and Prosthetic Manufacturing: A Technology Review. *Materials (1996-1944)* [online]. 13(2), 295-295 [cit. 2023-02-23]. ISSN 19961944. Dostupné z: doi:10.3390/ma13020295

BHAT, A., V. M a A. ACHARYA, 2021. Functional Assessment of 3D Printed Prosthesis in Children with Congenital Hand Differences-A Prospective Observational Study. *The Journal of Hand Surgery (Asian-Pacific Volume)* [online]. 26(04), 535-544 [cit. 2023-04-14]. ISSN 2424-8355. Dostupné z: doi:10.1142/S2424835521500508

BLAYA, F. et al., 2019. Design of a Functional Splint for Rehabilitation of Achilles Tendon Injury Using Advanced Manufacturing (AM) Techniques. Implementation Study. *Journal of Medical Systems* [online]. 43(5), [cit. 2023-02-23]. ISSN 01485598. Dostupné z: doi:10.1007/s10916-019-1247-z

BOLUS, N., V. GANTI a O. INAN, 2018. A 3D-Printed, Adjustable-Stiffness Knee Brace with Embedded Magnetic Angle Sensor. In: *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [online]. IEEE, s. 1624-1627 [cit. 2023-04-16]. ISBN 978-1-5386-3646-6. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC.2018.8512600

BOZKURT, Y. a E. KARAYEL, 2021. 3D printing technology; methods, biomedical applications, future opportunities and trends. *Journal of Materials Research and Technology* [online]. 14, 1430-1450 [cit. 2022-11-06]. ISSN 22387854. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmrt.2021.07.050

DALY, L. et al., 2023. 3D printing for respiratory physiotherapy: a tale of three disciplines. *Annals of 3D Printed Medicine* [online]. 9, 1-5 [cit. 2023-03-10]. ISSN 26669641. Dostupné z: doi:10.1016/j.stlm.2022.100096

DE VIVO NICOLOSO, L. et al., 2021. Towards 3D printing of a monocoque transtibial prosthesis using a bio-inspired design workflow. *Rapid Prototyping Journal* [online]. 27(11), 67-80 [cit. 2023-04-23]. ISSN 1355-2546. Dostupné z: doi:10.1108/RPJ-06-2021-0136

DEGERLI, Y., F. DOGU a C. OKSUZ, 2022. Manufacturing an assistive device with 3D printing technology – a case report. *Assistive Technology* [online]. 34(1), 121-125 [cit. 2023-04-21]. ISSN 1040-0435. Dostupné z: doi:10.1080/10400435.2020.1791278

GIBSON, I. et al., 2021. *Additive Manufacturing Technologies* [online]. 3rd ed. Cham: Springer International Publishing [cit. 2022-11-21]. ISBN 978-3-030-56126-0. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-030-56127-7

GOLDSTEIN, T. et al., 2020. A Pilot Study Testing a Novel 3D Printed Amphibious Lower Limb Prosthesis in a Recreational Pool Setting. *PM&R* [online]. 12(8), 783-793 [cit. 2023-04-27]. ISSN 1934-1482. Dostupné z: doi:10.1002/pmrj.12293

HO, M. et al., 2022. The biomechanical effects of 3D printed and traditionally made foot orthoses in individuals with unilateral plantar fasciopathy and flat feet. *Gait & Posture* [online]. 96, 257-264 [cit. 2023-04-16]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2022.06.006

HUANG, L. et al., 2021. Printing a static progressive orthosis for hand rehabilitation. *Journal of the Chinese Medical Association* [online]. 84(8), 795-798 [cit. 2023-04-12]. ISSN 1726-4901. Dostupné z: doi:10.1097/JCMA.0000000000000568

CHAE, D. et al., 2020. The functional effect of 3D-printing individualized orthosis for patients with peripheral nerve injuries. *Medicine* [online]. 99(16), 1-6 [cit. 2023-04-11]. ISSN 0025-7974. Dostupné z: doi:10.1097/MD.00000000000019791

CHA, Y. et al., 2017. Ankle-Foot Orthosis Made by 3D Printing Technique and Automated Design Software. *Applied Bionics and Biomechanics* [online]. 2017, 1-6 [cit. 2023-04-15]. ISSN 1176-2322. Dostupné z: doi:10.1155/2017/9610468

JANSON, R. et al., 2020. Three-dimensional printed assistive devices for addressing occupational performance issues of the hand: A case report. *Journal of Hand Therapy* [online]. 33(2), 164-169 [cit. 2023-04-21]. ISSN 08941130. Dostupné z: doi:10.1016/j.jht.2020.03.025

KATHROTIYA, D. et al., 2023. A Study for the development of prosthetic foot by additive manufacturing. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering* [online]. 45(3), 1-13 [cit. 2023-04-24]. ISSN 1678-5878. Dostupné z: doi:10.1007/s40430-023-04107-y

KIM, S. et al., 2018. Effect of personalized wrist orthosis for wrist pain with three-dimensional scanning and printing technique. *Prosthetics & Orthotics International* [online]. 42(6), 636-643 [cit. 2023-04-11]. ISSN 0309-3646. Dostupné z: doi:10.1177/0309364618785725

LEE, K. et al., 2019. Personalized assistive device manufactured by 3D modelling and printing techniques. *Disability and rehabilitation. Assistive technology* [online]. 14(5), 526-531 [cit. 2023-02-21]. ISSN 17483115. Dostupné z: doi:10.1080/17483107.2018.1494217

LEE, K. et al., 2018. Three-dimensional printed prosthesis demonstrates functional improvement in a patient with an amputated thumb. *Prosthetics & Orthotics International* [online]. 42(1), 107-111 [cit. 2023-04-13]. ISSN 0309-3646. Dostupné z: doi:10.1177/0309364616679315

LI, J. et al., 2022. Research Progress of Rehabilitation Orthoses Based on 3D Printing Technology. *Advances in Materials Science & Engineering*. Hindawi Limited, 1-16. ISSN 16878434. Dostupné z: doi:10.1155/2022/5321570

MANERO, A. et al., 2019. Implementation of 3D Printing Technology in the Field of Prosthetics: Past, Present, and Future. *International journal of environmental research and public health* [online]. 16(9), 1-15 [cit. 2023-02-23]. ISSN 16604601. Dostupné z: doi:10.3390/ijerph16091641

MATTER-PARRAT, V. a P. LIVERNEAUX, 2019. 3D printing in hand surgery. *Hand surgery* [online]. 38(6), 338-347 [cit. 2022-06-12]. ISSN 24681210. Dostupné z: doi:10.1016/j.hansur.2019.09.006

NAM, H. et al., 2018. The Application of Three-Dimensional Printed Finger Splints for Post Hand Burn Patients: A Case Series Investigation. *Annals of Rehabilitation Medicine* [online]. 42(4), 634-638 [cit. 2023-04-11]. ISSN 2234-0645. Dostupné z: doi:10.5535/arm.2018.42.4.634

ODU, T. et al., 2021. Production time and user satisfaction of 3-dimensional printed orthoses for chronic hand conditions compared with conventional orthoses: A prospective case series. *Journal of Rehabilitation Medicine – Clinical Communications* [online]. 4(1), 1-7 [cit. 2023-04-09]. ISSN 2003-0711. Dostupné z: doi:10.2340/20030711-1000048

PANCHIK, D. et al., 2021. Designing a 3D Printed Prosthetic to Meet Task-Specific Needs: A Case Study: A Case Study. *INTERNET JOURNAL OF ALLIED HEALTH SCIENCES AND PRACTICE*. Elizabethtown Coll, Occupat Therapy, Elizabethtown, PA 17022 USA AD - Elizabethtown Coll, Elizabethtown, PA 17022 USA PU - NOVA SOUTHEASTERN UNIV, 19(2). ISSN 1540-580X.

PATTERSON, R. et al., 2020. A current snapshot of the state of 3D printing in hand rehabilitation. *Journal of hand therapy: official journal of the American Society of Hand Therapists* [online]. 33(2), 156-163 [cit. 2023-02-21]. ISSN 1545004X. Dostupné z: doi:10.1016/j.jht.2019.12.018

PILIPOVIĆ, A., 2022. Chapter 11 - Sheet lamination. In: *Plastics Design Library*. William Andrew Publishing, s. 127-136. ISBN 978-0-12-818311-3. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/B978-0-12-818311-3.00008-2

PORTNOVA, A. et al., 2018. Design of a 3D-printed, open-source wrist-driven orthosis for individuals with spinal cord injury. *PLOS ONE* [online]. 13(2), 1-18 [cit. 2023-04-07]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0193106

SANTOS, A. et al., 2019. User-centered design of a customized assistive device to support feeding. *Procedia CIRP* [online]. 84, 743-748 [cit. 2023-04-22]. ISSN 22128271. Dostupné z: doi:10.1016/j.procir.2019.04.318

SANTOS, S. et al., 2017. Design and development of a customised knee positioning orthosis using low cost 3D printers. *Virtual and Physical Prototyping* [online]. 12(4), 322-332 [cit. 2023-02-23]. ISSN 1745-2759. Dostupné z: doi:10.1080/17452759.2017.1350552

SAPTARSHI, S. a C. ZHOU, 2019. Chapter 2 - Basics of 3D Printing: Engineering Aspects. In: *3D Printing in Orthopaedic Surgery*. 1st ed. St. Louis: Elsevier, s. 17-30. ISBN 978-0-323-58118-9. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/B978-0-323-58118-9.00002-6

- SHAH RUBUDIN, N., T.C. LEE a R. RAMLAN, 2019. An Overview on 3D Printing Technology: Technological, Materials, and Applications. *Procedia Manufacturing* [online]. 35, 1286-1296 [cit. 2022-05-07]. ISSN 23519789. Dostupné z: doi:10.1016/j.promfg.2019.06.089
- STENVALL, E. et al., 2020. Additive Manufacturing of Prostheses Using Forest-Based Composites. *Bioengineering* [online]. 7(3), 1-18 [cit. 2023-04-27]. ISSN 2306-5354. Dostupné z: doi:10.3390/bioengineering7030103
- STŘÍTESKÝ, O., J. PRŮŠA a M. BACH, 2019. *Základy 3D tisku s Josefem Průšou* [online]. 1. vydání. Praha: Prusa Research, 61 s. [cit. 2023-03-07]. Dostupné z: https://www.prusa3d.com/cs/stranka/zaklady-3d-tisku-s-josefem-prusou_490/
- SVETLIZKY, D. et al., 2021. Directed energy deposition (DED) additive manufacturing: Physical characteristics, defects, challenges and applications. *Materials Today* [online]. 49, 271-295 [cit. 2022-11-22]. ISSN 13697021. Dostupné z: doi:10.1016/j.mattod.2021.03.020
- TEN KATE, J., G. SMIT a P. BREEDVELD, 2017. 3D-printed upper limb prostheses: a review. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* [online]. 12(3), 300-314 [cit. 2023-04-13]. ISSN 1748-3107. Dostupné z: doi:10.1080/17483107.2016.1253117
- THAKAR, C. et al., 2022. 3d Printing: Basic principles and applications. *Materials Today: Proceedings*. 51, 842-849. ISSN 2214-7853. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.06.272>
- TOTH, L. et al., 2020. Developing an anti-spastic orthosis for daily home-use of stroke patients using smart memory alloys and 3D printing technologies. *Materials & Design* [online]. 195, 1-11 [cit. 2023-04-07]. ISSN 02641275. Dostupné z: doi:10.1016/j.matdes.2020.109029
- WOJCIECHOWSKI, E. et al., 2022. Replicating and redesigning ankle-foot orthoses with 3D printing for children with Charcot-Marie-Tooth disease. *Gait & Posture* [online]. 96, 73-80 [cit. 2023-04-16]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2022.05.006
- YOO, H. et al., 2019. Development of 3D-printed myoelectric hand orthosis for patients with spinal cord injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 16(1), 1-14 [cit. 2023-04-09]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/s12984-019-0633-6

ZHANG, J. et al., 2019. Digital Light Processing Based Three-dimensional Printing for Medical Applications. *International journal of bioprinting* [online]. 6(1), 242 [cit. 2022-11-19]. ISSN 24248002. Dostupné z: doi:10.18063/ijb.v6i1.242

ZHENG, Y. et al., 2020. Effects of a 3D-printed orthosis compared to a low-temperature thermoplastic plate orthosis on wrist flexor spasticity in chronic hemiparetic stroke patients: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 34(2), 194-204 [cit. 2023-04-12]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/0269215519885174

Seznam zkratek

3D	Trojrozměrný
ABS	Akrylonitrilbutadienstyren
ADL	Activities of Daily Living – všední denní činnosti
AM	Additive Manufacturing – aditivní výroba
ASTM	American Society of Testing and Materials – Americká společnost pro testování a materiály
BJ	Binder Jetting – tryskání pojiva
CAD	Počítačem podporovaný design souborů
CMP	Cévní mozková příhoda
CMT	Syndrom Charcot-Marie-Tooth
DED	Directed Energy Deposition – usměrněné nanášení energie
DLP	Digital Light Processing – digitální zpracování světla
FDM	Fused Deposition Modeling – fúzní depoziční modelování
FFF	Fused Filament Fabrication – výroba z tavených vláken
MJ	Material Jetting – tryskání materiálu
PA	Polyamid
PBF	Powder Bed Fusion – spékání práškové vrstvy
PEP	Positive Expiratory Pressure – pozitivní výdechový přetlak
PLA	Polylactic acid – kyselina polymléčná
SHL	Sheet Lamination – laminace plátů
SLA	Stereolithography – stereolitografie
TPU	Thermoplastic Polyurethane – termoplastický polyuretan

Seznam obrázků

Obrázek 1 SLA tiskárna	11
Obrázek 2 DLP tiskárna	12
Obrázek 3 Tiskárna na bázi ME	13
Obrázek 4 Tiskárna PBF	14
Obrázek 5 DED tiskárna	15
Obrázek 6 Tiskárna na bázi BJ	16
Obrázek 7 Tiskárna na bázi MJ	17
Obrázek 8 SHL tiskárna	18
Obrázek 9 Vyměnitelné obaly na protézu navržené prostřednictvím webové stránky	22
Obrázek 10 (A) Deformovaný prst v důsledku popálení, (B) tradičně vyrobená statická dlaha a (C, D) 3D tištěná dlaha	24
Obrázek 11 Statická progresivní ortéza tvaru „žraločí ploutve“ k udržení a zvýšení rozsahu pohybu v daných kloubech	25
Obrázek 12 Myoelektrická ortéza vyrobená pomocí 3D tisku	26
Obrázek 13 Dynamická ortéza pro domácí terapii pacientů po CMP	26
Obrázek 14 Ortézy ovládané pohybem zápěstí: (A) konvenčně vyrobená kovová ortéza a (B) 3D tištěná ortéza	27
Obrázek 15 Demonstrace úchopu drobného předmětu (a) bez protézy a (b) s vytištěnou protézou	30
Obrázek 16 Navržené protézy na míru pro děti s vrozenými amputacemi a praktická ukázka jejich využití při různých činnostech	31
Obrázek 17 Flexibilní kolenní ortéza opatřená bezkontaktním magnetickým senzorem	32
Obrázek 18 Polohovací kolenní ortéza pro zachování rozsahu pohybu a prevenci nežádoucích poloh ve spánku	33
Obrázek 19 3D tiskem zhotovené hlezenní ortézy pro děti s CMT	34
Obrázek 20 Ukázka (a) konvenční hlezenní ortézy z polypropylenu a (b) hlezenní ortézy vyrobené 3D tiskárnou, která byla pro nošení opatřena tkaničkami	34

Obrázek 21 Protéza chodidla s mřížkovou strukturou	36
Obrázek 22 Kontrola osy (T) trochanter, (K) koleno a (A) kotník u 3D tištěné jednolitě transtibiální protézy	37
Obrázek 23 Plavecká ortéza pro osoby s amputací dolní končetiny	38
Obrázek 24 Protéza s objímkou z biokompozitního materiálu	39
Obrázek 25 Vytisknuté kompenzační pomůcky pro otevírání plastových lahví, manipulaci s klíči a psaní pro osobu s revmatoidní artritidou.....	40
Obrázek 26 Pomůcka vytvořená pomocí 3D skenování a tisku k usnadnění psaní	41
Obrázek 27 Ukázka společně navržených prototypů kompenzačních pomůcek pro psaní vyvinutých ergoterapeuty, průmyslovými inženýry a uživatelem.....	41
Obrázek 28 Čtyři prototypy kompenzační pomůcky pro sebesycení vytvořené 3D tiskem ...	42
Obrázek 29 Pomůcka pro vyjmutí kreditní karty z automatu	43
Obrázek 30 Na míru vytištěný nástavec připojený na PEP systém pro pacienta s tracheostomií	44